T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

DİZLİKLİ SÜSPANSE OLABİLEN DİZALTI AKTİF VAKUM PROTEZİ KULLANAN HASTALARDA, DİZLİĞİN DİZ EKLEM HAREKET AÇIKLIĞINA ETKİSİ

Özgür ŞAMPİYON
ORCID:0000-0001-6800-6597

BİYOMEKANİK ANABİLİM DALI
Biyomekanik Yüksek Lisans Programı

YÜKSEK LİSANS TEZİ

İZMİR
OCAK 2024

TEZ KODU: DEU.HSI.MSc-2020970009

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

DİZLİKLİ SÜSPANSE OLABİLEN DİZALTI AKTİF VAKUM PROTEZİ KULLANAN HASTALARDA, DİZLİĞİN DİZ EKLEM HAREKET AÇIKLIĞINA ETKİSİ

ÖZGÜR ŞAMPİYON
ORCID: 0000-0001-6800-6597

BİYOMEKANİK ANABİLİM DALI
Biyomekanik Yüksek Lisans Programı

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Ahmet KARAKAŞLI
ORCID: 0000-0003-4049-954X

İZMİR
OCAK 2024

TC.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜNE
ETİK BEYANI

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırlayıp sunduğum "**Dizlikli Süspanse Olabilen Dizaltı Aktif Vakum Protezi Kullanan Hastalarda, Dizliğin Diz Eklem Hareket Açıklığına Etkisi**" başlıklı Yüksek Lisans tezim içinde elde ettiğim verileri, bilgileri, belgeleri akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu, tezimde yararlandığım eserlere bilimsel kurallara uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi, tezimin özgün olduğunu, tezimin çalışma ve yazımında telif hakları ihlal edici bir davranışımın olmadığını, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

İmza

Özgür ŞAMPİYON

Tarih: 16/01/2024

TEŞEKKÜR

Çalışmamın tamamlanabilmesi için değerli desteğini esirgemeyen, Biyomekanik Anabilim Dalı Başkanı Sayın Prof.Dr. Zahide ÇAVDAR'a

Yüksek lisansım eğitimim boyunca her zaman yol gösterici olan, beni cesaretlendiren, bilgi birikimi ve deneyimlerini paylaşarak çalışmama farklı açılardan bakmamı sağlayan çok değerli danışmanım Sayın Doç. Dr. Ahmet KARAKAŞLI' ya,

Eğitimim süresince her konuda yardımlarını esirgemeyen DEÜ Biyomekanik Anabilim Dalı kurucusu Sayın Prof. Dr. Hasan HAVITÇIOĞLU'na,,

Tez çalışmalarım boyunca analizlerimin yapılmasında büyük desteği olan, her zaman yanımda olan ve aynı ekipte olmaktan mutluluk ve gurur duyduğum çok değerli kardeşim Ömer BEKÇİOĞLU'na, teşekkür ederim.

Yüksek Lisans eğitimim boyunca benim için yaptıkları büyük fedakarlıklar için ve hep yanımda oldukları için başta eşim Nedret Şampiyon, kızım Ekin Şampiyon ve oğlum Demir Şampiyon olmak üzere tüm aileme teşekkürlerimi bir borç bilirim.

Özgür ŞAMPİYON

İÇİNDEKİLER

TABLOLAR DİZİNİ i

ŞEKİLLER DİZİNİ ii

GRAFİKLER DİZİNİ iii

SİMGE VE KISALTMALAR iv

1. GİRİŞ VE AMAÇ 7

1.1 Problemin Tanımı ve Önemi **7**

1.2 Araştırmanın Amacı ve Hipotezleri **7**

2. GENEL BİLGİLER 9

2.1 Ampütasyon Tanımı ve Tarihçesi **9**

2.2 Ampütasyon Nedenleri **10**

2.3 Amputasyon Seviyeleri **11**

2.3.1 Parsiyel Ayak Ampütasyonu **12**

2.3.2 Syme Ampütasyonu **13**

2.3.4 Diz Altı (Transtibial) Ampütasyonu **14**

2.3.5 Diz Dezartikülasyonu **15**

2.3.6 Transfemoral (Diz Üstü) Ampütasyonu **15**

2.3.7 Kalça Dezartikülasyonu **16**

2.3.8 Hemipelviktomi **16**

2.4. Protezin Tanımı ve Tarihçesi **16**

2.5 Diz Altı Protezleri **18**

2.5.1 Soket **19**

2.5.2 Süspansiyon Sistemleri **20**

2.6 Aktif Vakum Süspansiyon Sistemli Diz Altı Protezleri **24**

2.7 Diz Altı Protezlerinde Biyomekanik **28**

3. GEREÇ VE YÖNTEM 33

3.1 Araştırmanın Tipi **33**

3.2 Araştırmanın Yeri, Zamanı ve Planı **33**

3.3 Araştırma Evreni ve Örneklemi **33**

3.4 Çalışma Materyali **33**

3.5 Araştırmanın Değişkeni **34**

3.6 Veri Toplama Araçları **34**

3.6.1 Olguların seçimi **34**

3.6.2 Olguların Değerlendirilmesi **35**

3.7 Verilerin Değerlendirilmesi **37**

3.8 Araştırmanın Sınırlılıkları **37**

3.9 Etik Kurul Onayı **38**

4. BULGULAR 39

4.1. Olgular Üzerindeki Ölçümler **39**

5. TARTIŞMA 43

6. SONUÇ VE ÖNERİLER 46

7. KAYNAKÇA 47

8. EKLER 51

EK 1: ETİK KURUL ONAYI **51**

EK 2: ARBİS ÖZGEÇMİŞ **53**

TABLOLAR DİZİNİ

Tablo 1. Araştırma Planı 33

Tablo 2. Fonksiyonel Düzey Sınıflandırması (41) 34

Tablo 3. Ölçüm Verileri .....**Hata! Yer işareti tanımlanmamış.**

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. Ampütasyon Seviyeleri 12

Şekil 2. Ayaktaki Amputasyon Bölgeleri 13

Şekil 3. Syme Amputasyonu İçin Çıkarılabilir Protez 14

Şekil 4. Protezi Oluşturan Parçalar 18

Şekil 5. Soket Çeşitleri 19

Şekil 6. Rijit Soket Çeşitleri 20

Şekil 7. PTS Soket 21

Şekil 8. KBM Soket 22

Şekil 9. Bant Süspansiyon Sistemleri 23

Şekil 10. Aktif Vakum Sistem Şeması 25

Şekil 11. Vücut Ağırlığı ve Yürüme Paternleriyle Sağlanan Vakum 26

Şekil 12. Eklem Hareketleriyle Sağlanan Vakum 26

Şekil 13. Ayak Esnemeleri ile Sağlanan Vakum 26

Şekil 14. Dizlikli Aktif Vakum 27

Şekil 15. Membranlı Silikon Liner 27

Şekil 16. Dizliksiz Aktif Vakumlu Protez 28

Şekil 17. PTB Protezinde Frontal Düzlemde Orta Destek Fazında Oluşan Varus Momenti Ve Mediolateral Stabilite Kontrolü 30

Şekil 18. PTB Protezinde Güdük Boyuna Göre Mediolateral Kuvvetlerin Dağılımı 31

Şekil 19. Diz Altı Protezlerinde Güdüğü Etkileyen Kuvvetler 32

Şekil 20. Güdük Boy Ölçümü 35

Şekil 21. Diz Fleksiyon Açı Ölçümü 36

Şekil 22. Diz Ekstansiyon Açı Ölçümü 36

Şekil 23. Protezli Diz Fleksiyon Açı Ölçümü 37

GRAFİKLER DİZİNİ

Grafik 1. Travmaya Bağlı Ampütasyon Olguların Etiyolojilere Göre Dağılımı 10
Grafik 2. Ölçüm Değerleri .....**Hata! Yer işareti tanımlanmamış.**

SİMGE VE KISALTMALAR

DAM	Destek Ağırlık Merkezi
EHA	Eklem Hareket Açıklığı
KBM	Konduler Bettung Münster
PTB	Patellar Tendon Bearing
PTS	Patellar Tendon Suprakondüller
YTKV	Yer Tepkimesi Kuvveti Vektörü

DİZLİKLİ SÜSPANSE OLABİLEN DİZALTI AKTİF VAKUM PROTEZİ KULLANAN HASTALARDA, DİZLİĞİN DİZ EKLEM HAREKET AÇIKLIĞINA ETKİSİ

Yüksek Lisans Tezi

Özgür ŞAMPİYON

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Biyomekanik Anabilim Dalı

ÖZET

Dizaltı ampütasyonlarında kullanılan protez süspansiyon sistemleri, güdük stabilizasyonu ve hastanın mobilizasyonu için oldukça önemlidir. Süspansiyon sistemleri diz eklem hareket açıklığını olumsuz etkileyebilmektedir.

Bu çalışma, unilateral dizaltı ampütasyonları sonrası, dizlikli süspanse olabilen dizaltı aktif vakum protezi kullanan olgularda, dizliğin, ampute olan taraftaki diz eklem hareket açıklığına etkisinin ortaya konulması amacıyla gerçekleştirilmiştir.

Dokuz Eylül Üniversitesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı'na başvuran unilateral dizaltı aktif vakum protezi kullanan 30 hastada, ampute olan tarafta protezsiz ve protezli olmak üzere diz ekleminin aktif-pasif fleksiyon ve ekstansiyon açıları ölçülmüş, aynı ölçümler sağlam taraf diz eklemi için de gerçekleştirimiştir.

Yapılan değerlendirmeler sonucu, sağlam taraf diz eklem açıları ile amupte taraf protezli ve protezsiz diz eklem açıları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmüştür. Protezli ve protezsiz gruplar arasında da anlamlı fark görülmüş olup, dizlik kullanımının diz fleksiyon açısını azalttığı, ekstansiyon açısına ise etki etmediği görülmüştür.

.

Anahtar Sözcükler: ***ampütasyon, aktif vakum sistemi, dizlik kullanımı***

Tezin Sayfa Adedi: 61

Danışman: Doç. Dr. Ahmet KARAKAŞLI

THE EFFECT OF THE KNEE BRACE ON THE RANGE OF MOTION OF THE KNEE JOINT IN PATIENTS USING A SUSPENDABLE BELOW KNEE ACTIVE VACUUM PROSTHESIS

Master Thesis

Özgür ŞAMPİYON

DOKUZ EYLUL UNIVERSITY HEALTH SCIENCE INSTITUTE

Department of Biomechanics

ABSTRACT

Prosthetic suspension systems used in below-knee amputations are very important for stump stabilization and patient mobilization. Suspension systems can negatively affect knee joint range of motion.

This study was carried out to reveal the effect of the knee brace on the range of motion of the knee joint on the amputated side in cases using a suspended below-knee active vacuum prosthesis after unilateral below-knee amputations.

In 30 patients using unilateral below-the-knee active vacuum prosthesis who applied to Dokuz Eylül University Department of Orthopedics and Traumatology, active-passive flexion and extension angles of the knee joint were measured on the amputated side, without and with prosthesis, and the same measurements were performed for the knee joint on the healthy side.

As a result of the evaluations, a statistically significant difference was observed between the knee joint angles of the healthy side and the knee joint angles of the amputated side with and without prosthesis. A significant difference was also observed between the groups with and without prosthesis, and it was observed that the use of knee brace reduced the knee flexion angle but did not affect the extension angle.

Keywords: amputation, active vacuum system, use of knee pads

Page Number: 61

Advisor: Doç. Dr. Ahmet KARAKAŞLI

1. GİRİŞ VE AMAÇ

1.1 Problemin Tanımı ve Önemi

Ampütasyon, çeşitli nedenlerle bir organın veya uzvun cerrahi olarak vücuttan çıkartılması işlemidir. Bu tür ameliyatlar genellikle ciddi sağlık sorunlarına yol açan veya yaşamı tehdit eden durumları tedavi etmek veya önlemek için yapılır.

Ampütasyon sonrası hastanın mobilizasyonunu artırmak amaçlı, kalan kas-iskelet yapısına, aktivasyon düzeyine uygun protezler tasarlanır. Tasarlanan protezlerde ampütasyon sonrası kalan üst eklemlerin hareket açıklıklarını mümkün olduğunca azaltmamak, hastanın mobilizasyonu açısından önem arz etmektedir.

Protezlerde kullanılan süspansiyon sistemleri de amputasyon sonrası kalan üst eklemlerin hareket açıklıklarını etkileyebilir. Eklem hareket açıklığının eksikliği, hastanın protezli yürüyüş paternlerinde önem teşkil etmekte ve hastanın mobilizasyonunu azaltabilmektedir.

Süspansiyonu sağlamak için tasarlanan dizlikli süspanse olabilen aktif vakum protezi kullanan hastalarda süspansiyon sisteminin tamamlayıcısı olan dizliğin, bir üst eklem olan diz eklemine etkisi konusu literatürde yeterince yer almamaktadır.

1.2 Araştırmanın Amacı ve Hipotezleri

Teknoloji ve malzemelerin gelişmesiyle protezlerde kullanılan süspansiyon sistemleri de geliştirilmiştir. Bu sistemlerden en öne çıkanı dizlikli ya da dizliksiz süspanse olabilen aktif vakum sistemli protezlerdir.

Bu çalışmanın amacı; dizlikli süspanse olabilen aktif vakum sistemli diz altı protezi kullanan hastalarda dizliğin, diz eklem hareket açıklığına etkisinin araştırılmasıdır.

Ampüte tarafın protezsiz ve protezli fleksiyon ekstansiyon açıları; sağlam tarafın fleksiyon ve ekstansiyon açıları referans alınarak, dizlik kullanımının hareket açıklığına etkisi incelenmiştir.

Çalışmanın hipotezi, “protez kullanan hastalarda dizliğin, eklem hareket açıklığına negatif etkisi vardır” şeklinde tanımlanabilir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Ampütasyon Tanımı ve Tarihçesi

Ampütasyon, vücudun distal uç organ veya organellerinin cerrahi olarak vücuttan kesilerek uzaklaştırma işlemidir. İki kemik arasından yapılan kesme işlemi ampütasyon, eklem seviyesinden yapılan kesme işlemi dezartikülasyon olarak tanımlanır (1).

Tarih boyunca, onarılamayacak derecede hasar görmüş uzuvların çıkarılma işlemi olan ampütasyon, en eski ve önemli cerrahi müdahalelerden biri olarak yerini korumuştur. İlkel topluluklarda cezalandırma yöntemi olarak da kullanılmıştır. Geçmişte ekstremitelerin travmaya bağlı yaralanmaları cerrahideki gelişmelerin azlığı nedeniyle ölümle sonuçlanmaktaydı (2-4).

16. yüzyıldan günümüze, amputasyon cerrahisinin evriminde, savaşlar ve getirdiği koşullar önemli rol belirleyici olmuştur. Ampütasyonlardaki cerrahi açısından gelişmeler 16. yüzyılda Ambroise Pare'nin damar bağlama yöntemini bulması; kanama ve enfeksiyonu durdurmak için kullanılan dağlama yönteminin uygulanması, 1850'lerde anesteziklerin bulunması ampütasyon cerrahi yöntemlerine hız kazandırmıştır (5).

Güdük ucunun deriyle kaplanmasının yerini zamanla, myodezis, myoplasti ve en son olarak da osteomyaplasti almıştır. Myoplasti, kas dokularının çevre kas dokularına dikilmesi işlemidir. Kasın kuvveti korunmuş olup izometrik kontraksiyon yapabilir. Kas uçlarının kemiğe tutturulmaması nedeniyle kaslar kemik üzerinden kayabilmektedir. Bunu önlemek amacıyla kasların kemiğe sabitlenmesi sağlayan myodezis yöntemi geliştirilmiştir. Bu yötemle, kasların insersiyosu korunmuş olmaktadır (6). 1968 yılında ise Murdoch bu iki tekniği birleştirerek hem kasları birbirine hem de kemiğe sabitleyerek osteomyoplasti yöntemini geliştirmiştir. Bu yöntem günümüze kadar en çok kullanılan yöntemdir. Osteomyoplasti yöntemi ile fizyolojik güdük özellikleri daha iyi sağlanmaktadır (7).

2.2 Ampütasyon Nedenleri

Gerçekleştirilen amputasyonların büyük çoğunluğunun sebebi periferik dolaşım problemleridir (8). Fakat amputasyon birçok nedenden dolayı gerçekleşebilmektedir. Bunlardan bazıları; travmalar, metabolik hastalıklar, tümörler, akut ve kronik enfeksiyonlar, paralizi ve deformiteler, konjenital anomali gibi durumlardır (9).

Dolaşım bozuklukları, ampütasyon nedenleri arasında ilk sırada bulunmaktadır. Arterioskleroz, diyabet, trombüs, Buerger gibi hastalıkları içermektedir. Dolaşım bozukluğuna bağlı olarak gerçekleşen ampütasyonlar, 50-75 yaş arasında daha sık görülmektedir (11).

Travmaya bağlı ampütasyonlar; trafik kazaları, tren kazaları, iş kazaları, yanıklar, ateşli silah yaralanmaları ve düşmeye bağlı meydana gelmektedir. Genç erişkinlerde ampütasyon cerrahisi travmatik nedenlerle bağlı olarak yapıldığı gözlenmiştir (11).



Grafik 1. Travmaya Bağlı Ampütasyon Olguların Etiyolojilere Göre Dağılımı

Ampütasyon nedenleri arasında tümörler önemli bir yere sahiptir. En çok ampütasyona neden olan tümörler osteosarkomlardır. Tümörlerin neden olduğu ampütasyonlar ise daha çok adölesan yaş grubunda görülmektedir (12).

Yaralanmalar sonucu ihmal ve yanlış tedavi sonucu oluşan beslenme ve dolaşım bozuklukları enfeksiyona sebep olup ampütasyona neden olabilmektedir. Yanlış kırık tedavileri, tedavi görmemiş pes ekinovaruslar, paralizi sonucu aşırı kısalıklar myolemeningosel hastalıklarında alt ekstremitede deformite oluşabilmektedir. Bunun sonucunda da alt ekstremite ampütasyon cerrahileri gerekebilmektedir.

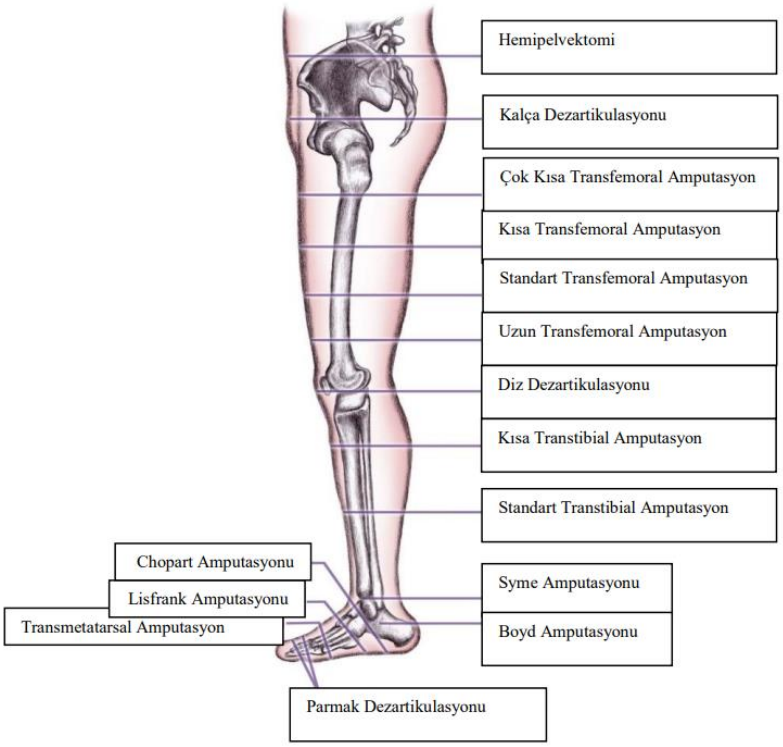
Ekstremitelerin bir veya birkaç bölümü doğuştan olmamasına konjenital eksiklikler denilmektedir. Doğuştan oluşan bu eksikleri tamamlamak protez uygulamaları yapılmaktadır (13).

2.3 Amputasyon Seviyeleri

Alt ekstremite amputasyonlarının üst ekstremite amputasyonlarına kıyasla görülme oranları daha yüksektir (14). Diz altı seviyesinden yapılan amputasyonlar, diz üstünden yapılan amputasyonlardan iki kat daha fazladır. Tüm alt ekstremite amputasyonlarının %65.8'i diz altı, ayak-ayak bileği ve parmak amputasyonlarından oluşurken, %23.3'ü diz üstü amputasyonlarıdır. Alt ekstremite ampütasyonlarından transtibial ampütasyonların görülme sıklığı %39 olduğu bilinmektedir (15,16).

Bilateral alt ekstremite amputasyonu gereken kişilerin, uygun şartlar mevcut olduğunda genellikle iki ekstremite de diz altından veya bir ekstremite diz altından, diğer ekstremite ise diz üstünden ampüte edilmesi tercih edilir (17,18).

Alt ekstremite ampütasyon seviyeleri; parsiyel ayak ampütasyonları, syme ampütasyonu, transtibial (diz altı) ampütasyon, diz dezartikülasyonu, transfemoral (diz üstü) amputasyon, kalça dezartikülasyonu, hemipelvektomi (Şekil 1), (19).



Şekil 1. Ampütasyon Seviyeleri

2.3.1 Parsiyel Ayak Ampütasyonları

Parsiyel ayak amputasyonu, bir kişinin ayak kısmının kısmi olarak cerrahi yolla çıkartılması işlemidir. Bu tür amputasyonlar, genellikle ciddi yaralanmalar, enfeksiyonlar, dolaşım bozuklukları veya kanser gibi nedenlerle gerçekleştirilir. Tam ayak amputasyonundan farklı olarak, parsiyel ampütasyonda ayakta bir kısmı korunmaya çalışılır (20).

Parsiyel ayak amputasyonu, hastalığın veya yaralanmanın derecesine ve kişinin fiziksel durumuna göre farklı seviyelerde gerçekleştirilebilir (Şekil 2) (22). Bu seviyeler şunları içerir (21):

Ayak parmakları amputasyonu; yaralanma veya hastalık sonucu bir veya birden fazla ayak parmağının çıkarılmasıdır.

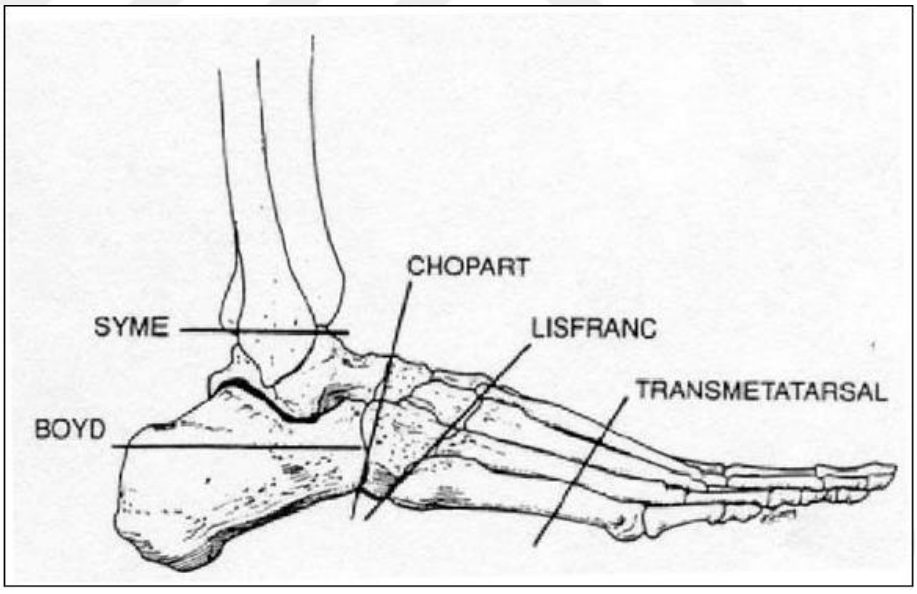
Ayak metatars kemik ampütasyonu; ayak parmakları ve metatars kemikleri arasındaki kısım çıkarılır.

Orta ayak amputasyonu; metatars bölgesi ve ayak bileği arasındaki kısım ampüte edilir.

Transmetatarsal amputasyon; tüm metatars kemiklerinin çıkarıldığı bir amputasyon türüdür.

Ayak bileği dezartikülasyonu; ayak bileği seviyesinden ayak ve bacak arasındaki eklem yerinden çıkarılır.

Parsiyel ayak amputasyonları, hastaların ayak işlevini kısmen korumasına olanak tanır ve protezlerin kullanılmasını kolaylaştırabilir. Bununla birlikte, ameliyat sonrası rehabilitasyon süreci önemlidir. Fizyoterapi ve diğer tedaviler, hastanın protezle uyum sağlamasına ve günlük yaşam aktivitelerini sürdürmesine yardımcı olabilir. Ameliyat öncesi ve sonrasında hastalarla yakından ilgilenen bir multidisipliner sağlık ekibi (cerrah, fizyoterapist, psikolog vb.) gereklidir. Bu ekibin amacı, hastanın fiziksel ve duygusal iyileşmesini desteklemek ve en iyi sonucu elde etmektir (6).



Şekil 2. Ayaktaki Amputasyon Bölgeleri

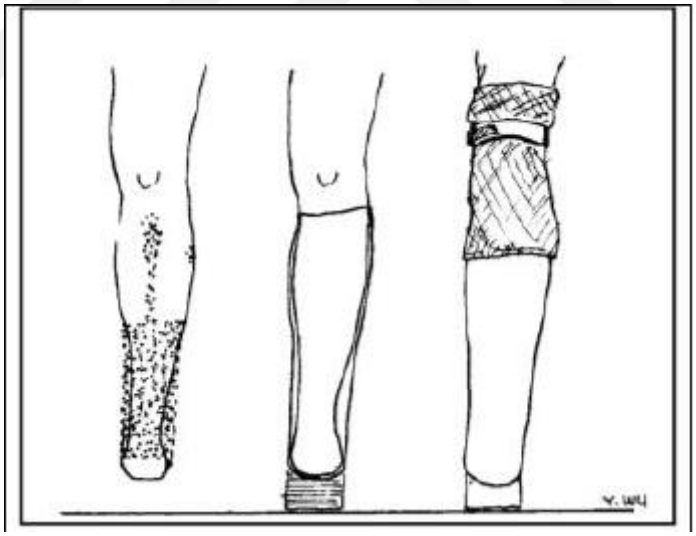
2.3.2 Syme Ampütasyonu

Syme amputasyonu, ayak bileği düzeyinde bir amputasyon tekniğidir. Bu cerrahi, ayak bileği eklemine kadar olan kısmın tamamen çıkarılmasıyla karakterizedir

ve ayak topuğu kısmını korunur. Syme amputasyonu, daha uzun bir proksimal ucu olan protezlerde güdük ucundan yük taşımaya izin verir ve yürüme kabiliyetlerini oldukça iyileştirir (23,24).

Ameliyat sırasında, ayak bileği eklemi ve alttaki tibia ve fibula kemikleri çıkarılır. Ayrıca, topuk kemiği (kalkaneus) üzerinde bulunan ve yürüme esnasında destek sağlayan plantar fasya olarak adlandırılan bir doku da korunur. Böylece hastanın protez kullanımı ve yürüme becerisi önemli ölçüde artırılır (23,25).

Syme amputasyonu sonrası hastalar, uygun bir protez (Şekil 3) ile yürüme ve günlük aktivitelerini gerçekleştirme yeteneğini genellikle hızla kazanırlar. Fizyoterapi ve rehabilitasyon süreci, hastanın protezini kullanmayı öğrenmesi ve güçlü bir şekilde yürümesini sağlamak için önemlidir. Hastanın fiziksel ve duygusal iyileşmesini desteklemek için multidisipliner bir sağlık ekibiyle yakın bir iş birliği yapmak önemlidir. Cerrah ve hastane ekibi, hastanın ihtiyaçlarına uygun en uygun ameliyat türünü belirlemek için dikkatli bir ön çalışma yapmalıdır (13).



Şekil 3. Syme Protezi

2.3.4 Diz Altı (Transtibial) Ampütasyonu

Diz altı (transtibial) ampütasyon, hastanın diz eklemi korunarak; ayak, ayak bileği eklemi ve distal tibia ve distal fibulanın kemik ve yumuşak dokularının çıkarılmasıyla gerçekleştirilir. Diz altı amputasyonlarında, fizyolojik güdük boyu

12 ile 18 cm arasındadır. Fonksiyonel bir diz altı protezi uygulanabilmesi için, güdük-soket tutulumunu sağlanması için, en az 6 cm uzunluğunda bir güdük boyunun bulunması önemlidir. Diz altı amputasyonları, diz ekleminin korunması nedeniyle diğer amputasyonlarına göre daha fazla avantajlıdır. Ancak güdük boyunun kısa olması durumunda oluşacak dezavantajları, daha üst seviye ampütasyon ve protezlerle karşılaştırılması detaylı bir şekilde kullanıcıya anlatılması gerekmektedir (26,27).

Yetişkinlerde güdük boyu hastaya göre değişiklik gösterebilir. Aynı zamanda uzuvun ampütasyon seviyesi cerrahın uygun gördüğü şekilde planlanır. Her diz altı ampütasyon seviyesi aynı değildir ve bu durum travma, diyabetin etkilediği bölge, damar yapısının bozuk olduğu bölge gibi nedenlere bağlı olabilir. Genel olarak, güdük boyunun her 30 cm için yaklaşık 2,5 cm olacak şekilde hesaplanabileceği bilinmektedir (26).

2.3.5 Diz Dezartikülasyonu

Diz dezartikülasyonu, bir kişinin diz eklemi düzeyinde bir bacağının çıkarılma işlemidir. Diz dezartikülasyonu, bacağın daha yüksek bir seviyede ampüte edilmesine kıyasla, daha uzun bir proksimal uç ve güdük ucundan yük taşımayı sağlayarak protez kullanımı ve yürüme kabiliyetini artırabilir. Böylece hastalar, uygun bir protez yardımıyla yürüme ve günlük aktivitelerini daha iyi şekilde gerçekleştirebilirler.

Diz dezartikülasyonu sonrası iyileşme süreci önemlidir ve hastanın protezini kullanmayı öğrenmesi ve yürüme yeteneğini geliştirmesi için fizyoterapi ve rehabilitasyon uygulanır. Ameliyat sonrası dönemde, hastanın fiziksel ve duygusal olarak desteklenmesi amacıyla multidisipliner bir sağlık ekibiyle iş birliği yapılır (6,13).

2.3.6 Transfemoral (Diz Üstü) Ampütasyonu

Transfemoral ampütasyonlar, diz ekleminin proksimalinden yapılan çıkarma işlemidir. Diz üstü ampütasyonlarda güdük boyunun mümkün oldukça uzun tutulması, proprioseptif duyu ve protez kontrolü için önem taşımakta ve ampütenin fonksiyonel kapasitesini olumlu yönde etkilemektedir. Protez diz eklemin

yerleştirilebilmesi için güdük distali ile diz ekleminin arasında bir miktar mesafenin bulunması uygundur (26).

2.3.7 Kalça Dezartikülasyonu

Kalça dezartikülasyonu kalan kas grupları ile açığa çıkan asetabulumun örtülmesiyle, kalça eklemi hizasından tüm alt ekstremitenin çıkartılması şeklinde yapılan amputasyondur. Genellikle onkolojik durumlarda yapılan cerrahi bir prosedürdür (6).

2.3.8 Hemipelviktomi

Pelvik rezeksiyon olarak da bilinen hemipelvektomi, pelvik kuşağının bir kısmının çıkarılmasını içeren cerrahi bir prosedürdür. Bu prosedür en yaygın olarak pelvisin onkolojik koşullarını tedavi etmek için yapılır (13).

2.4. Protezin Tanımı ve Tarihçesi

Doğuştan veya sonradan kaza, hastalık gibi çeşitli nedenlerle ekstremitelerini kaybeden kişilere o uzvun fonksiyonlarını ve/veya görünümünü tamamlamak amacı ile teknolojik gelişime uygun çeşitli malzemelerden yapılan yapay uzuvlardır. Protezlerde ağırlık taşıma, güdük ile protez soketi arasında güç aktarımı, harekete imkan sağlama ve kozmetik görüntü esastır. Protezler, amputasyonun gerçekleştirildiği uzva bağlanarak, kaybedilen uzvun işlevlerini bir ölçüde yerine getirme amacı taşır. Protez kullanımı, bir uzvu kaybeden kişilerin hayat kalitesini ve işlevselliğini artırmak için önemli tıbbi müdahalelerdir (1). Protezlerin erken tarihçesi, Mısırlıların ve Romalıların, ahşap ve metal kullanarak protez benzeri yapılar oluşturduğunu göstermektedir. Mısır'da yapılan arkeolojik kazılarda, milattan önceye ait protez kalıntılarına rastlanmıştır (2). Bu dönemlerde suni uzuvlar genellikle demir ve tahta gibi malzemelerden yapılmıştır. Ağaç kütüklerinin işlenmesiyle oluşturulan protezler en sık rastlananlardır.

16. ve 17. yüzyılda, protez teknolojisi gelişti ve daha karmaşık mekanik aygıtlar kullanılmaya başlandı. Bu dönemde, demir, ahşap ve deri gibi malzemelerden yapılan el ve bacak protezleri yaygınlaştı. Sanayi Devrimi dönemiyle birlikte, protez

teknolojisi hızla ilerledi. 19. yüzyılda, daha hafif ve dayanıklı malzemeler, özellikle denizcilik sektöründe kullanılan ahşap protezlerin gelişmesine katkı sağladı.

I. ve II. Dünya Savaşlarından sonra, savaşta uzvunu kaybedenlerin sayısındaki artışla birlikte protez taleplerinde hızlı bir artış yaşanmıştır. İkinci dünya savaşının sona ermesiyle bazı toplama kamplarında hurda malzemelerden yapılan el yapımı protezlere rastlanmıştır (28).

Özellikle II. Dünya Savaşı sonrasında, protez teknolojisinin ve kozmetik özelliklerin iyileştirilmesi, hasta konforu ve memnuniyetini artırmak amacıyla birçok çalışma yapılmıştır. Bu çalışmalar ve teknolojik ilerlemelerle birlikte, ağır ve şekil vermesi zor malzemeler olan demir ve tahtanın yerine deri, plastik ve alüminyum gibi daha hafif malzemelerin kullanımına geçilmiştir. 1980'lerde karbon elyafların kullanılması, protez komponent seçeneklerini artırmıştır. Karbon elyafların soketlerde ve protez ayaklarda kullanımı, daha sağlam, hafif ve uzun ömürlü protezlerin elde edilmesine olanak tanımıştır. Ayrıca, silikon linerların kullanımı, amputelerin soket süspansiyonunu artırarak protez konforunu artırmıştır (29).

20.yüzyılın başlarından itibaren, protez teknolojisi elektronik ve hidrolik sistemlerin kullanımıyla büyük bir ilerleme kaydetti. Bu dönemde, daha gerçekçi ve işlevsel protezler geliştirildi. Diz altı protezlerinde ise slikon ve aktif vakum sistemleri kullanılmaya başlandı. Son yıllarda ise 3D baskı teknolojisi gibi yenilikler, protez tasarımı ve üretiminde önemli bir rol oynamaktadır. 3D baskı, özelleştirilmiş ve uygun maliyetli protezlerin üretimini kolaylaştırmıştır. Bugün, amputasyon ve protez kullanımı, ileri cerrahi teknikler ve gelişmiş protez teknolojisi sayesinde daha iyi sonuçlar vermektedir. Protezlerin tasarımı ve işlevselliği sürekli olarak geliştirilmekte ve amputasyon sonrası bireylerin yaşam kalitesini artırmaya yönelik çalışmalar devam etmektedir.

Transtibial amputasyon sonrası kullanılan diz altı protez komponentleri; ayak-ayak bileği komponenti, soket döküm bağlantı piramiti, soket, adaptör, bağlantı tüpü, süspansiyon sistemleri ve kozmetik kılıfları içermektedir (30).

Ampute hastaların yaşam kalitesi ve protez memnuniyeti için, protezde kullanılacak komponentlerin bireye uygun olması büyük önem taşır. Protez

komponentlerinin seçiminde hastanın yaşı, amputasyon nedeni ve seviyesi, varsa diğer sağlam tarafın durumu, güdük boyu ve durumu, komorbiditeler, kuvvet durumu, meslek, maddi güç, spor aktiviteleri ve yaşadığı çevre gibi faktörler dikkate alınmalıdır (19).

Protez kullanımı başlangıcında, hastaların adapte olması ve protezi etkin bir şekilde kullanabilmesi için fizyoterapistler ve rehabilitasyon uzmanları rehberlik eder. Protezler, yürüme, koşma, tutma ve diğer temel hareketleri gerçekleştirmek için tasarlanır. Modern teknoloji sayesinde, akıllı protezler ve robotik protezler gibi gelişmiş cihazlar da mevcuttur, bu da kullanıcının daha doğal bir biçimde hareket etmesini ve işlevselliğini artırmasını sağlar. Amputasyon ve protez kullanımı, kişilerin yaşam kalitesini önemli ölçüde artırabilir. Uygun rehabilitasyon desteği ve protez seçimi ile amputasyon sonucu kaybedilen uzvu olan kişiler, aktif ve üretken bir hayat sürmeye devam edebilirler.

2.5 Diz Altı Protezleri

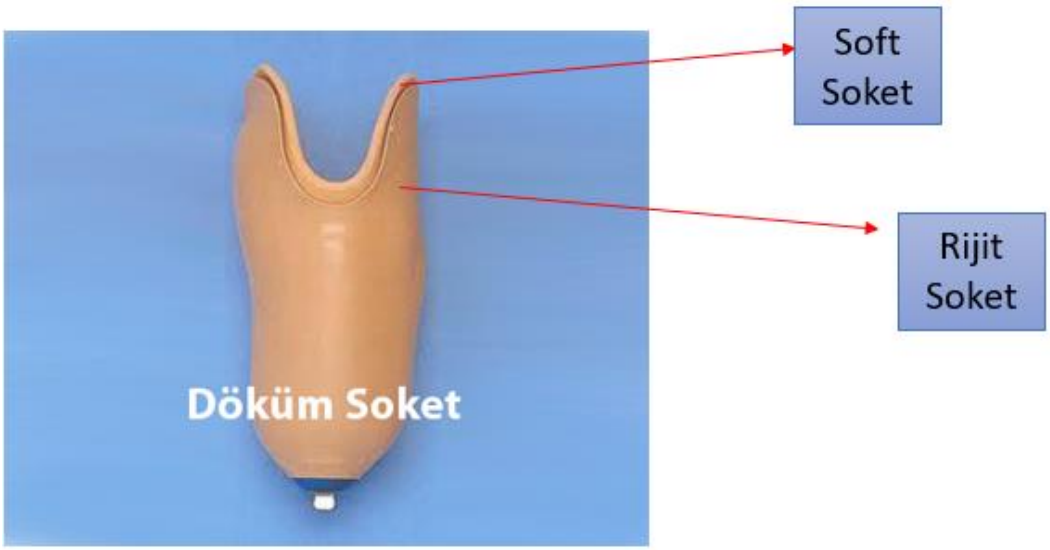
Diz altı protezleri; soket, süspansiyon sistemleri, bağlantı aparatları ve ayak komponentlerinden oluşmaktadır (Şekil 4) (31).



Şekil 4. Protezi Oluşturan Parçalar

2.5.1 Soket

Soketlerin amacı vücuttun gelen yüklerin proteze iletimi sırasında yeterli desteği sağlamaktır. Transtibial soketlerin oluşturulmasında, bu temel prensip göz önünde bulundurulmuştur. Transtibial protezlerde kullanılan soketler, hastanın güdük boyu, kontraktür durumu, deformiteler ve yumuşak doku kaybı gibi bireye özgü özelliklere bağlı olarak belirlenir. Bu soket tipleri arasında; Patellar Tendon Bearing (PTB), Patellar Tendon Suprakondüler (PTB-SC), Patellar Tendon Suprakondiler Suprapatellar (PTB-SCSP) ve Total Temaslı Soketler (TTS) gibi farklı seçenekler bulunmaktadır (32). Soket, kullanıcının ampüte edilen bacak kısmına sıkıca oturacak şekilde tasarlanır ve doğru uyum ve sabitleme sağlayarak protezi güvenli bir şekilde kullanmayı mümkün kılar. Soketler, kullanıcının ampüte edilen bacak anatomisine uygun olarak özelleştirilir. Her hasta farklı olabileceğinden, protez uzmanları, ampute edilen bacağın şekline ve boyutuna göre soketi kişiye özel tasarlarlar. Soketler, tipik olarak hafif ve dayanıklı malzemelerden yapılmıştır. Bu malzemeler genellikle karbon fiber, cam elyafı veya plastik reçine gibi güçlü ve esnek materyallerdir. Soketler ikiye ayrılır. Bunlar; soft soket ve rijit soketlerdir (Şekil 5).



Şekil 5. Soket Çeşitleri

Soft soketler; güdüğe gelen basıları engellemek veya azaltmak ve hassas noktaları koruma amacıyla yumuşak soket kılıflarıdır. Rijit soket ise bağlantı parçalarını, ayak veya eklemlerle birleşimini oluşturan iskelet yapılardır (Şekil 6) (31).



Şekil 6. Rijit Soket Çeşitleri

Soket, kullanıcının protezi giymesi için önemli bir arayüz sağlar. Doğru bir şekilde uygulandığında, soket protezin ampute edilen bacağın şeklini ve konturlarını takip eder ve protezin güvenli bir şekilde oturmasını sağlar. Bu, hareket sırasında protezin kaymasını önler ve protezin kullanıcının hareketlerine uyum sağlamasına olanak tanır. Diz altı protezlerdeki soketler, protezin etkili ve konforlu bir şekilde kullanılabilmesi için önemli bir bileşen olarak kabul edilir. Soketlerin doğru bir şekilde özelleştirilmesi ve uyumlanması, protezin kullanıcısının günlük yaşam aktivitelerini ve hareket kabiliyetini olumlu yönde etkiler.

2.5.2 Süspansiyon Sistemleri

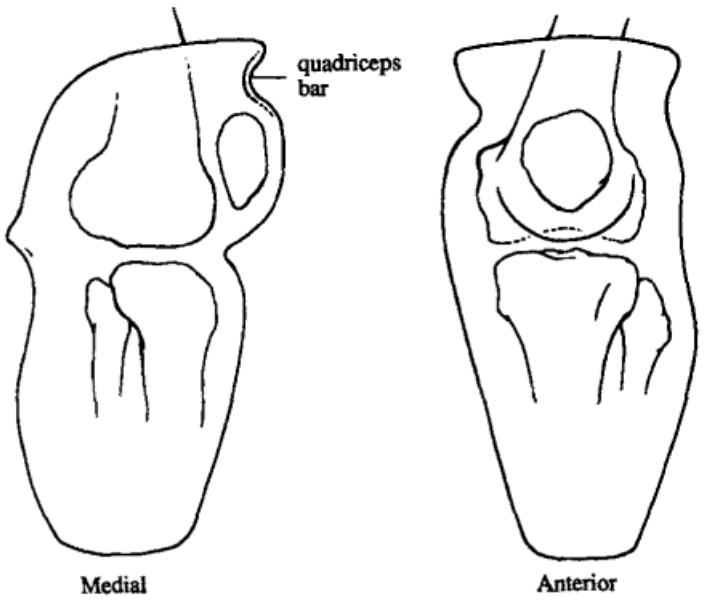
Alt ekstremite protezlerinde kullanılan en önemli komponentlerden biri olan süspansiyon sistemleri, güdük ile soket arasında güvenli bir bağlantı ve stabilizasyon sağlayarak protezlerde güdüğün soket içinde oynamamasını ve protezin özellikle sallanma fazında ayaktan çıkmasını engelleyen sistemlerdir. Güdüğün soket içinde hareket etmemesi izometrik kontraksiyonla sağlanır. İzometrik kontraksiyonun yeterli olmadığı hallerde güdüğün soket içinde hareket etmesi güdük üstündeki korunması gereken kemik çıkıntıları için sokette verilen boşluklara oturmaması nedeniyle güdükte sıyrık ve yaralara sebep olur. Güdüğün

soket içinde 5mm aşağı yukarı inip çıkması normal olup daha fazla olması durumunda sorun yaratmaktadır. Bu dezavantajları ortadan kaldırmak amacıyla diz altı protezlerinde çeşitli süspansiyon araçları kullanılmaktadır. (19)

Güdüğün uygun şekilde soket içinde konumlandırılması ve kullanıcıya uygun süspansiyon sisteminin seçilmesi, kişinin yürüyüşünü ve enerji tüketimini olumlu etkiler (33).

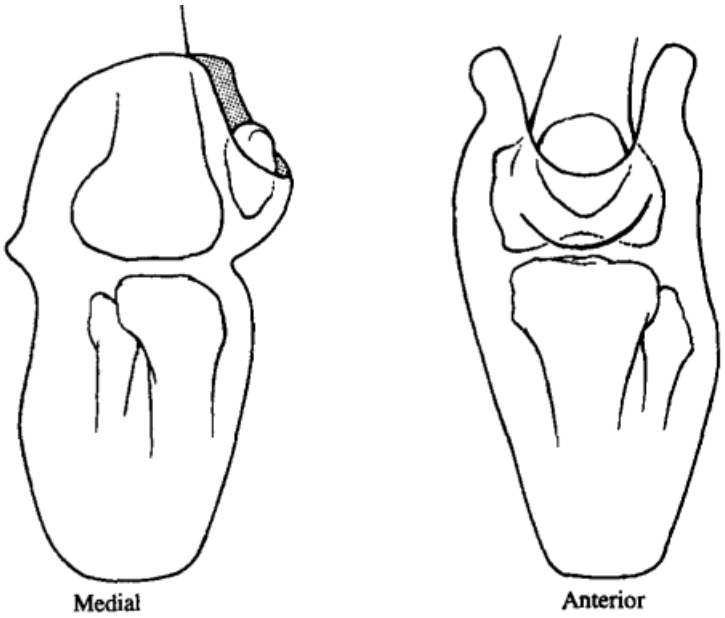
Süspansiyon mekanizması, protezlerin ampute edilen bacak veya kol üzerinde sabit kalmasını sağladığından, kullanıcının güvenliğini ve konforunu artıran bir sistemdir. Protezlerde kullanılan süspansiyon mekanizmaları, protezin türüne, amputasyon düzeyine ve hastanın ihtiyaçlarına bağlı olarak değişebilir. Farklı süspansiyon mekanizmalarından bazıları:

Soket Tasarımlarıyla Sağlanan Süspansiyon Sistemleri; Konduler Bettung Münster (KBM) ve Patellar Tendon Suprakondiller (PTS) soketlerdir. Patellar Tendon Suprakondüler (PTS) soketinde, medial, lateral ve anterior duvarlar yüksek tutularak, femoral kondillerin ve patellanın üzerine çıkılmıştır. Diz eklemi tamamen soketin içinde tutulmuştur. Bu tip soket, genellikle kısa güdüklerde en sık süspansiyon sistemi olarak kullanılmaktadır (Şekil 7), (34).



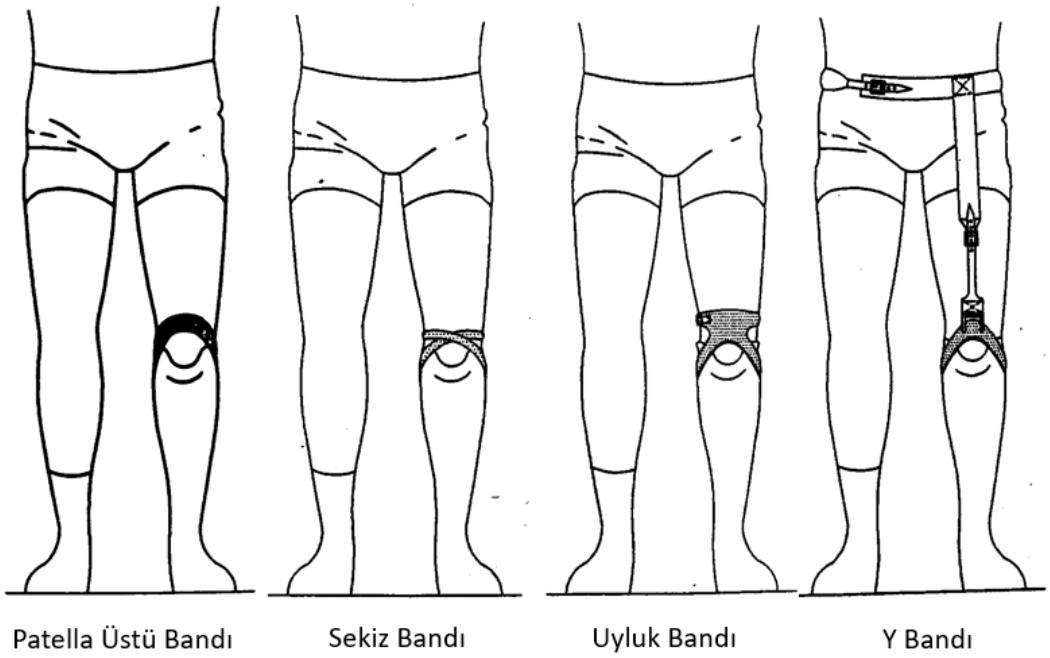
Şekil 7. PTS Soket

Konduler Bettung Münster (KBM) soketli protezde, protezin medial yanağı, medial femur kondilini içine alır. Aynı anda lateral femur kondilinde karşı tutunma gerçekleşir, bu da protezin proksimal kenarında diz eklemini neredeyse bir kıskaç gibi kavrar ve protezin piston hareketini engeller, kaymasını önler. Patella açıktadır. Güdük, bu şekilde sokette kondüllerin üstünden tutturulduğu için, bu tip kavramaya genellikle "suprakondiler tip kavrama" denir (Şekil 8), (34).



Şekil 8. KBM Soket

Bant Sistemleriyle Sağlanan Süspansiyon Sistemleri; patella üstü bandı, sekiz bandı, uyluk bandı, Y bandı gibi çeşitli sistemler bulunmaktadır (Şekil 9). Bunlar deri, kösele, örgü ve lastik gibi malzemelerden yapılmaktadır (35).



Şekil 9. Bant Süspansiyon Sistemleri

Silikon Sitemleriyle Sağlanan Süspansiyon Mekanizmaları; Pin sistemli silikon veya jel linerlardır. Bu linerlar, hastanın özelliklerine göre farklı kalınlıklarda (3 mm, 6 mm veya anterioru ince, posterior popliteal bölgesi için kalın) tiplerde bulunmaktadır. Hasta, bu protez tipinde güdüğünün üzerine bir silikon liner giyer. Silikon liner'ın en distal uç kısmında metal bir pin bulunur. Soket tasarımında, soketin distal kısmında pinin silikon kilit mekanizmasına geçeceği yer açık bırakılır. Hasta protezine yük uyguladığında, silikon kilit pini kavrar ve piston hareketini engelleyerek süspansiyonu sağlar. Kilit mekanizması, hastanın yürüyüşünde sallanma fazında protezinin aşağıya kaymasını önler ve hastanın proteze güvenini artırır (36).

Vakum Sistemleriyle Sağlanan Süspansiyon Mekanizmaları; Pasif vakum ve aktif vakum sistemlerindeki silikonlarda pin sistemi bulunmamaktadır. Bunun yerine, soket içindeki havanın dışarıya atılmasını sağlayan pasif vakumlu sistemde ventiller aktif vakum sisteminde ise bir vakum pompası bulunur. Pasif vakum sisteminde içeride oluşan hava ventiller sayesinde dışarı atılarak protezin süspansiyonunu sağlar. Pasif ve aktif vakum sistemlerinde kullanılan dizlik ile dışardaki havanın sokete girişi engellenerek sistem kapalı hale getirilir.

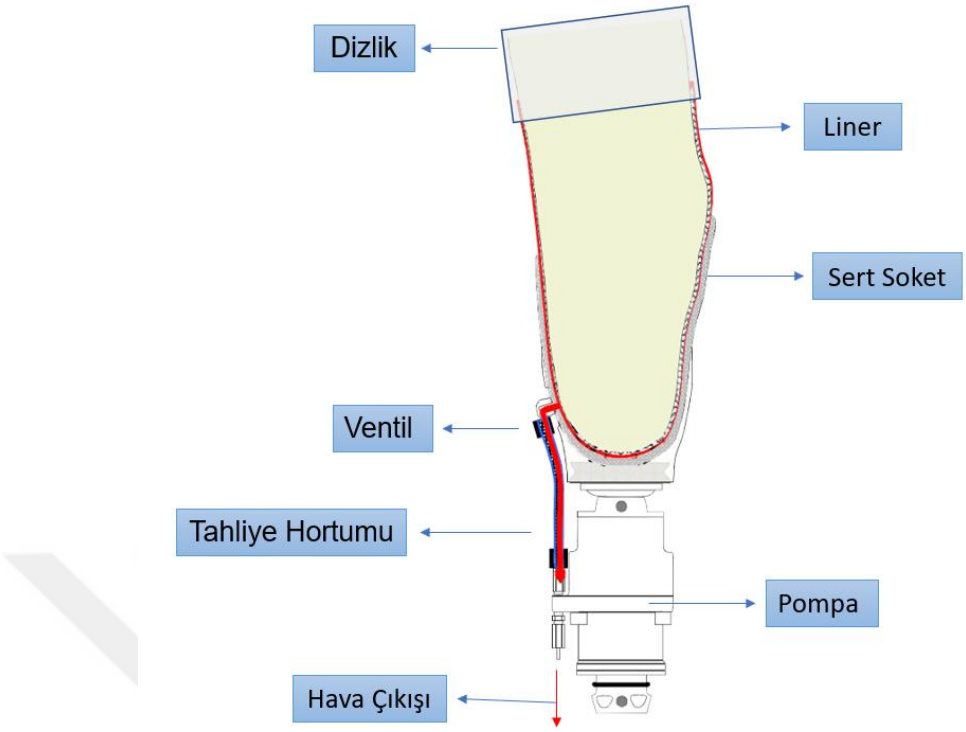
Aktif vakum veya pasif vakum sistemlerinin dezavantajları, bu silikonların zaman içinde deformasyona uğraması ve maliyetlerinin yüksek olmasıdır

Protez süspansiyon mekanizmaları, protezlerin uygun bir şekilde oturmasını ve sabit kalmasını sağlamak için protez uzmanları tarafından hastanın ihtiyaçlarına uygun olarak seçilir ve uygulanır. İyi bir süspansiyon mekanizması, protezi güvenli bir şekilde taşımanın yanı sıra, protezi kullanıcının rahatlıkla giymesini ve çıkarmasını sağlayarak günlük yaşam kalitesini artırır.

2.6 Aktif Vakum Süspansiyon Sistemli Diz Altı Protezleri

Süspansiyonu artırmak için diz altı ampütasyonlarında, soket içinde vakum oluşturacak sistemler araştırılmaya ve geliştirilmeye devam edilmektedir. Aktif vakum alt ekstremite protezlerinde kullanılan en son teknolojik süspansiyon sistemidir.

Sistemi oluşturan parçalar arasında pompa, soft soket olarak silikon, jeel, poliüretan linerler ve vakum sisteminin tamamlayıcısı silikon dizlik bulunmaktadır. (Şekil 10) (31). Aktif vakum sistemde, soket ile liner arasındaki havanın pompa ve ventil vasıtasıyla dışarı atılması sağlanır. Bu sayede güdük ile soket arasında tam bir total kontak sağlanmış olur. Böylelikle soket içindeki rahatsız edici, sürtünme, darbe ve bükücü kuvvetler azaltılmış olur. Kullanılan linerler 6-9 mm kalınlıkta silikon dizlikler ise 3mm kalınlıktadır (36).



Şekil 10. Aktif Vakum Sistem Şeması

Aktif vakum süspansiyon sisteminin birçok yararı bulunmaktadır. Bunlar;

- Sistem sayesinde venöz dolaşıma yardımcı olur.
- Sürtünmeyi azaltarak yara oluşumunu engeller ve oluşmuş yaraların iyileşmesini hızlandırır.
- Artan his ve iyi tutunma sayesinde kullanıcı kendini güvende hisseder.
- Vakum sistemi atılan her adımda etkinleşerek, soket içindeki havayı etkili şekilde azaltır.
- Soket ile ayak parçası arasındaki mekanizma amortisör (yaylanma) ve aynı zamanda rotasyonel hareket özelliğine sahiptir.
- Soketindeki özel dizayn sayesinde dışarıdan gelen baskılar güdüğün her noktasına eşit olarak dağıtılır. Bu da kullanıcının, protezin bacağının bir devamıymış gibi hissetmesini sağlar ve yürüyüş paternini iyileştirir (36).

Aktif vakum sisteminde bulunan pompanın çalışma prensibi; vücut ağırlığı ve yürüme patentleriyle alınan yol ile oluşan vakumlama, salınım fazından orta duruş

fazına geçişte vücut ağırlığıyla oluşan negatif basınç ile sağlanan vakum etkisidir (Şekil 11, 12,13) (31).



Şekil 11. Vücut Ağırlığı ve Yürüme Paternleriyle Sağlanan Vakum

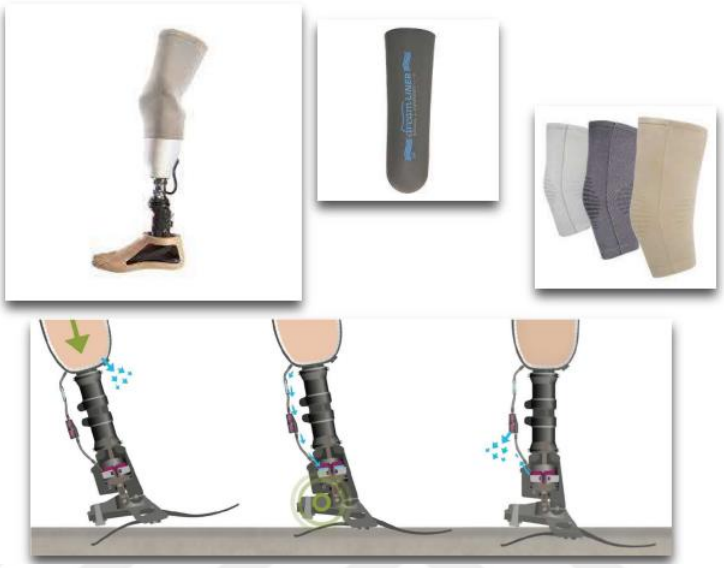


Şekil 12. Eklem Hareketleriyle Sağlanan Vakum



Şekil 13. Ayak Esnemeleri ile Sağlanan Vakum

Aktif vakum sistemli protezler; dizlikli ve dizliksiz süspanse olabilen olarak ikiye ayrılır. Dizlikli aktif vakum sistem protezlerde dizlik 3mm kalınlığında olup silikon linerin üstüne kadar çıkmaktadır. Bu sayede hava girişini önleyerek vakum sistemini tamamlar (Şekil 14) (31).



Şekil 14. Dizlikli Aktif Vakum

Dizliksiz süspanse olabilen aktif vakum sistemli protezlerde ise dizlik kullanımı yoktur (37). Dizlik yerine membranlı silikon linerler kullanılarak soket içinde distalde kapalı bir sistem oluşturarak süspansiyon sağlar (Şekil 15-16).



Şekil 15. Membranlı Silikon Liner



Şekil 16. Dizliksiz Aktif Vakumlu Protez

2.7 Diz Altı Protezlerinde Biyomekanik

Diz altı protezlerinde vücut ağırlığı pateller tendon bölgesi aracılığıyla taşınır. Güdük-soket uyumu ve statik ve dinamik ayarlar, yer reaksiyon kuvvetinin güdük üzerindeki yük dağılımını değiştiren önemli bir etkendir. Buna bağlı olarak denge ve yürümede oluşturacağı etkiler nedeniyle güdük üzerinde hasara sebep olup yürümeyi olumsuz etkiler. Protez biyomekaniğinde destek ağırlık merkezi (DAM) ve yer tepkimesi kuvveti vektörü (YTKV) önemli rol oynamaktadır. (35)

Ampütasyon sonrasında vücudun ağırlık merkezi değişmektedir. Protez kullanan kişi yük dağılımını doğru şekilde sağlayamazsa sağlam olan uzvuna daha fazla yük aktarır. Sağlam olan uzvunda kıkırdak hasarı oluşabilir. Biyomekanik açıdan ise kas, kemik korelasyonun doğru sağlanması gereklidir. Yük aktarımının ampütasyon bölgesinden kaslar ile proteze aktarımı doğu soket ve malzemeler ile olabilmektedir. Her ampütasyonun yük taşıyıcı noktaları farklı olduğu için protez üretiminin hastaya uygun olarak tasarlanması gereklidir (38).

Hastanın kas kuvveti, kemik yapısı ve eklem hareket açıklığı (EHA) protez tasarlanmadan önce göz önünde bulundurulmalıdır. Cerrahi sonrasında hastalara fizik tedavi seçenekleri doğru bir şekilde sunulmalıdır. Protez tasarımlarımda birçok faktör ön plana çıkmaktadır. Protezin stabilizasyonu, uzun süre dayanım göstermesi, çok ağır olmaması, hastanın konforlu hissetmesi, harekete izin vermesi gibi koşulları sağlaması gerekmektedir.

Destek ağırlık merkezi ayağın temas eden noktasının ortasına denk gelmektedir. Yürümeye başlanıldığında vücudun destek ağırlık merkezi adım attıkça yer değiştirir. Denge, vücut ağırlığının kuvvet vektörü DAM'nden geçtiğinde sağlanır.

Yer tepkimesi kuvveti vektörü, fizikte, nesnelerin yerçekimi alanında karşılaştıkları bir kuvvetin vektörel bir temsilidir. Bu kuvvet, bir cismin yerçekimi tarafından çekildiği ve yere doğru etki ettiği kuvvettir. Bir nesnenin yerçekimi kuvveti, nesnenin kütlesi ile yerçekimi ivmesinin (yani yerçekimi alanındaki ivme) çarpımıdır. Yer tepkimesi kuvveti vektörü, her zaman cismin ağırlık merkezi noktasından yere doğru yönelen bir kuvvet vektörüdür. Yerçekimi alanının yönü, dünyanın merkezinden yüzeye doğru olan yöndür ve bu nedenle yerçekimi kuvveti her zaman yere doğru etki eder. Eğer bir cisim yere değmiş durumdaysa, cisimle yer arasında tepkime olduğu için yer tepkimesi kuvveti ile ağırlık kuvveti arasında dengede olur ve nesne sabit durur. Cisim hareket halindeyse, yer tepkimesi kuvveti cismin hareketine karşı bir direnç olarak etki eder ve nesnenin yere düşmesini engeller. Yer tepkimesi kuvveti, cismin kütlesiyle doğru orantılıdır. Yani, cismin kütlesi arttıkça yer tepkimesi kuvveti de artar. Bu nedenle, aynı yerçekimi alanında farklı kütleye sahip iki cisim, farklı büyüklükte yer tepkimesi kuvvetine sahip olacaktır.

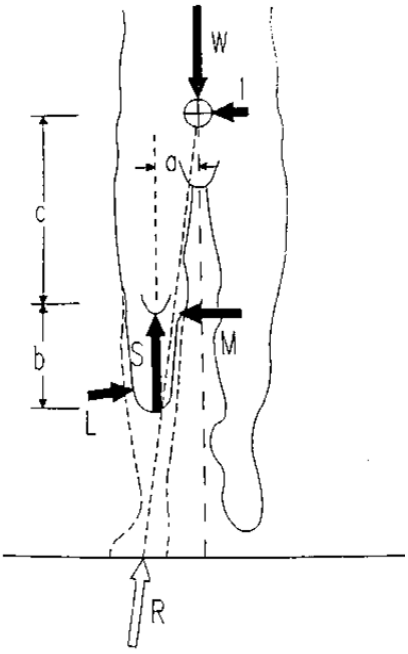
Özetle, yer tepkimesi kuvveti vektörü, bir cismin yerçekimi alanında denge durumunda veya hareket halindeyken karşılaştığı ve her zaman yere doğru olan kuvvetin vektörel bir temsilidir.

Diz altı protezlerde biyomekanik ayarların iyi yapılması hastanın yürüyüş kalitesini artırır. Geçmişte diz altı protezlerinde yük uyluk korsesi ile taşıtılmaktaydı. Uyluk (femoral) korsesi, vücut ağırlığının %60'ını lateral eklemler yardımıyla femura aktarılmaktadır. Patella Tendon Bearing (PTB) protezlerinin gelişimiyle birlikte yük femur yerine patellar tendon sekisinden taşınmaya başlanmıştır. Diz altı protezlerinde yük taşıma, Patellar Tendon Bearing (PTB) ve çeşitleri kullanılarak patellar sekiden sağlanır. Soketin güdük ile tam teması sadece ağırlık taşıma kapasitesini artırmakla kalmaz, aynı zamanda venöz dönüşü kolaylaştırır, ödemi kontrol eder ve iyi bir proprioseption bildirimi sağlar (34).

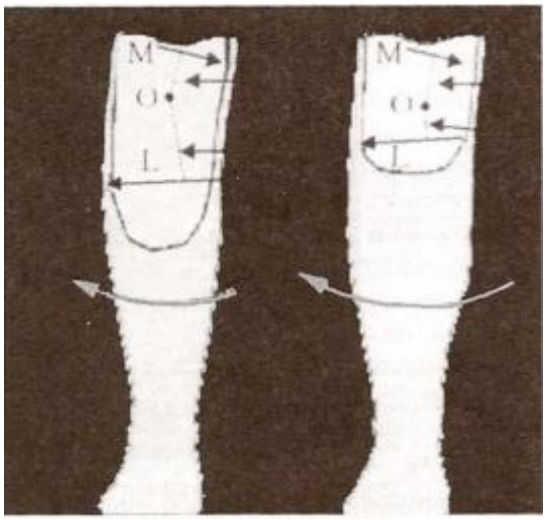
Diz altı protezlerinin biyomekaniği, yük taşıma kapasitesinin artırılması, mediolateral stabilite ve dizin anterior-posterior kontrolünün sağlanmasını gerektirir. Diz altı amputelerde güdük-soket uyumu ve diz fleksiyon açısı vücut ağırlığının taşınma kapasitesini etkiler (18).

Yük kapasitesini etkileyen bir diğer faktör olan fleksiyon açısı, güdük uzunluğuna bağlı olarak değişir. Güdüğün kısa olması durumunda fleksiyon açısı 10-15° artar. Genellikle yürüme sırasında, dizde orta duruş fazında vücut ağırlığı ile yerin reaksiyon kuvvetinin frontal düzlemde aynı yönde olmaması ve dizin laterale doğru hareket etmesi nedeniyle bir moment oluşur. Bu durum, vastus lateralis, tensör fasya lata kasları ve lateral bağlar tarafından kontrol edilir. Diz altındaki protezlerde, orta duruşta fazında oluşan moment topuk basıncı ve topuk uzunluğuyla kompanse edilir (19).

Tek ayak destek noktasında güdüğe binen yükler lateralde distalde, medialde proksimalde baskı yapar (Şekil 17), (35). Lateral ve distalden olan baskı güdük boyuyla ters orantılıdır. Güdük uzunluğunun kısalması medial ve lateral kompresyon kuvvetlerinin artmasına neden olur (Şekil 18), (39).



Şekil 17. PTB Protezinde Frontal Düzlemde Orta Destek Fazında Oluşan Varus Momenti Ve Mediolateral Stabilite Kontrolü

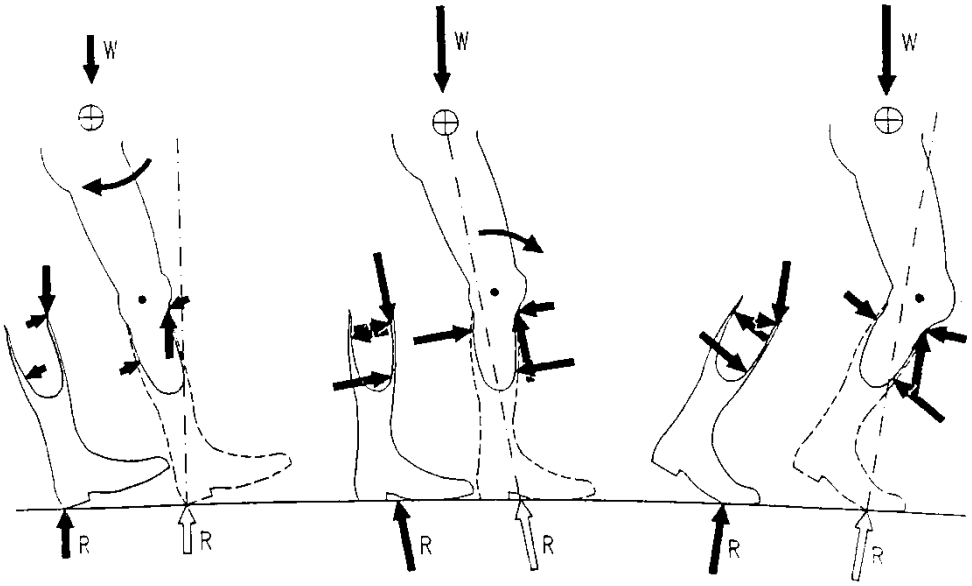


Şekil 18. PTB Protezinde Güdük Boyuna Göre Mediolateral Kuvvetlerin Dağılımı

Diz altı amputelerde varus momenti ve mediolateral stabilite etkisi, soketin medial proksimal ve lateral distal basıncı ile sağlanır. Diz altı protezlerde, medial-proksimal kompresyon genellikle medial eklem boyunca, ancak çoğunlukla üst kenarında hissedilir. Bu basınçları en aza indirmek ve hastayı rahatsız etmeden medio-lateral stabilite sağlamak için soket tipi ve yerleşimi tek başına diz altı protezin medial destek aşamasında oluşan güdük liner momentini kontrol etmek için yeterli değildir. Aynı zamanda güdüğün sokete iyi oturması ve fiziksel durumu da önemlidir. Örneğin; diz altı amputede 10-15 kat havlu çorap kullanarak varusu kontrol etmek çok zordur. Ayrıca kısa gövdeli, aşırı kilolu, kasları zayıf ve bağları gevşek olan ampütelerde bu momenti kontrol etmek zordur. Daha önce de bahsedildiği gibi uyluk korsesi ile sağlanan medio lateral stabilizasyon, vücudun ağırlık taşıma kapasitesini arttırır. Ancak güğün soket uyumunun ayarlanması ile birlikte protezin anterior-posterior stabilizasyonu üzerinde olumlu etkisi vardır (40).

Topuk vuruş fazında yerin tepki kuvveti diz ekleminin önünden geçer. Bu diz ekstansiyonuna yol açar. Ancak diz ekstansörlerinin yokluğu durumunda diz aktif kalça ekstansiyonu ile kilitlenir. Topuk vuruşu sırasında posteriordistalde ve anteriorproksimalde basılar artar. İtme fazı sırasında, dizin arkasından önüne geçen

yer reaksiyon kuvveti, itme fazında dizin kilitlenme mekanizmasına yardımcı olur. Bu fazda anteriorproksimal ve posteriordistale basıları artmaktadır (Şekil 19), (35).



Şekil 19. Diz Altı Protezlerinde Güdüğü Etkileyen Kuvvetler

Aktif vakum sistemli protezler teknolojinin de gelişmesiyle hastaların daha iyi yürümesini kolaylaştırmaktadır. Aktif vakumlu protezlerde dizlik kullanımı hastaların dizinde fleksiyon ve ekstansiyon açılarını değiştirmektedir. Eklem hareket açılarının değişmesi hastanın yürüyüş fazında değişikliklere sebep olabilmektedir. Aynı zamanda dizlik kullanımının yük aktarımında rolü doğru belirlenmelidir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1 Araştırmanın Tipi

Tanımlayıcı araştırmadır.

3.2 Araştırmanın Yeri, Zamanı ve Planı

Dokuz Eylül Üniversitesi Ortopedi ve Travmatoloji AD polikliniği ve Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Biyomekanik Anabilim Dalı.

Tablo 1. Araştırma Planı

Aralık 2021-Şubat 2022	Literatür Taraması
6 Mart 2022	Etik Kurul Onayı
Nisan 2022 – Eylül 2023	Ampüte olmuş hastaların değerlendirilmesi ve ölçümler
Eylül 2023- Kasım 2023	İstatistiksel Analizlerin Yapılması ve Yorumlanması
Kasım 2023- Ocak 2024	Tez Yazım Aşaması

3.3 Araştırma Evreni ve Örneklemi

Araştırmanın evreni: Dizlikli süspanse olabilen dizaltı aktif vakum protezi kullanan hastalar.

3.4 Çalışma Materyali

Araştırmalar aktif vakum sistemli dizaltı protezi kullanan hastalarda diz eklemi hareket açıklığı gonyometre ile ölçülmüş ve değerlendirilmiştir..

3.5 Araştırmanın Değişkeni

Bağımlı değişken: Dizlik kullanımı

Bağımsız değişken: Diz altı protez kullanımı

3.6 Veri Toplama Araçları

3.6.1 Olguların seçimi

Unilateral diz altı ampüte olan olgular arasından; fizyolojik güdüğe sahip, güdük boyu 12-18 cm arası olan, diz fleksiyon kontraktürü bulunmayan, sağlam taraf ekstremite kas gücü ve eklem hareket açıklığı normal olan ve fonksiyonel düzeyi en düşük K2 seviyesi olan 30 olgu çalışmaya dahil edilmiştir (Tablo 2) (41).

Tablo 2. Fonksiyonel Düzey Sınıflandırması

PROTEZLİ BİREYİN FONKSİYONEL SINIFLANDIRILMASI		
K Kodu Düzeyi	**Fonksiyonel Düzey**	Aktivite Düzeyi
K0	Ambulasyon veya transfer potansiyeli yok	Yardımla veya yardımsız ambulasyon veya transfer potansiyeli veya becerisi yok ve bir protez hayat kalitesini veya mobilitesini artırmaz.
K1	Transfer dahil olmak üzere potansiyel ev içi ambulasyonu	Sabit adım sayısında, düz yüzeylerde protez kullanma potansiyeli veya becerisi var. Kısıtlı veya kısıtlama olmaksızın ev içi ambulasyonu tipiktir.
K2	Potansiyel kısıtlı toplum içi ambulasyon	Düşük seviyede çevresel engelleri örneğin kaldırım, merdiven veya düzensiz yüzeyleri geçerek ambule olma potansiyeli veya becerisi vardır. Kısıtlı toplum içi ambulasyonu tipiktir.
K3	Değişken adım sayılarında (kadans) toplum içi ambulasyon, terapötik egzersiz veya iş dahil	Değişken adım sayılarında ambulasyon potansiyeli veya becerisi vardır. Toplum içi ambulasyon tipiktir, çoğu çevresel engelleri aşabilir, işi olabilir, basit yürümenin ötesinde terapötik veya egzersiz aktivitelerini yerine getirebilir.
K4	Normal ambulasyon becerilerinin üzerinde yüksek aktivite kullanıcı	Temel ambulasyon becerilerinin ötesinde, yüksek darbe, stres veya enerji seviyelerinde ambulasyon potansiyeli veya becerisi var. Çocuğun, aktif erişkin veya atletin protez ihtiyacı için tipiktir.



Şekil 20. Güdük Boy Ölçümü

Dokuz Eylül Üniversitesi Ortopedi ve Travmatoloji Bölümüne başvuran ve ampütasyon sonrası aktif vakum protezi kullanan hastalar arasından, fizyolojik güdüğe sahip, aktivasyon düzeyi en az k2 olan , unilateral ampute olan hastaların araştırmaya dahil edilmeleri sağlanmıştır. Ayrıca, aktif vakum sisteminin diz eklem hareket açıklığı üzerindeki etkilerini değerlendirirken, hastaların yaşam kalitesi, günlük aktivitelerdeki performansları ve protez kullanımına adaptasyon gibi faktörler göz önüne alınmıştır.

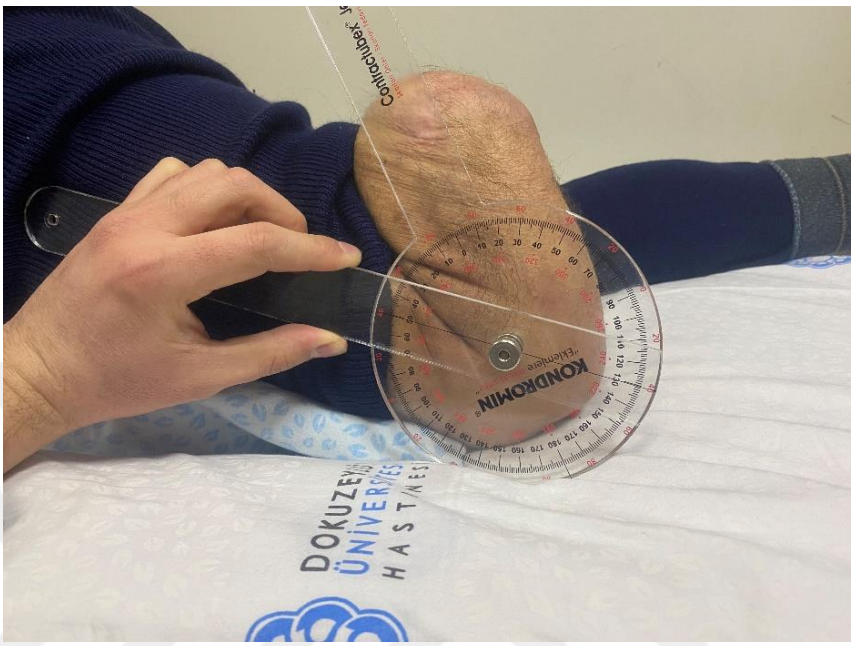
Dizlik kullanımın aktif vakum protezlerinde eklem hareket açıklığına etkisinin araştırılmasın için 3 grup oluşturuldu.

Fleksiyon ve ekstansiyon değerleri aktif-pasif olarak hesaplandıktan sonra istatiksel olarak değerlemeleri yapıldı.

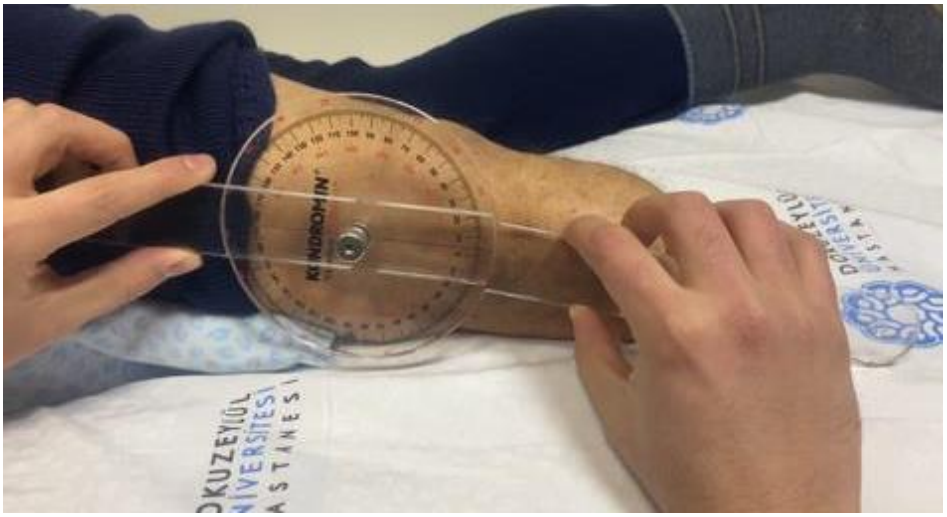
3.6.2 Olguların Değerlendirilmesi

Çalışmaya dahil edilen olguların diz fleksiyon ve ekstansiyon açıları gonyometre ile ölçülmüştür. Fleksiyon ve ekstansiyon eklem hareket açıklığı ölçümleri hem aktif hem pasif hareket ile değerlendirilmiştir. (Şekil 21,22,23) Unilateral ampüte olgularında; karşılaştırılma yapılabilmesi için sağlam taraf diz

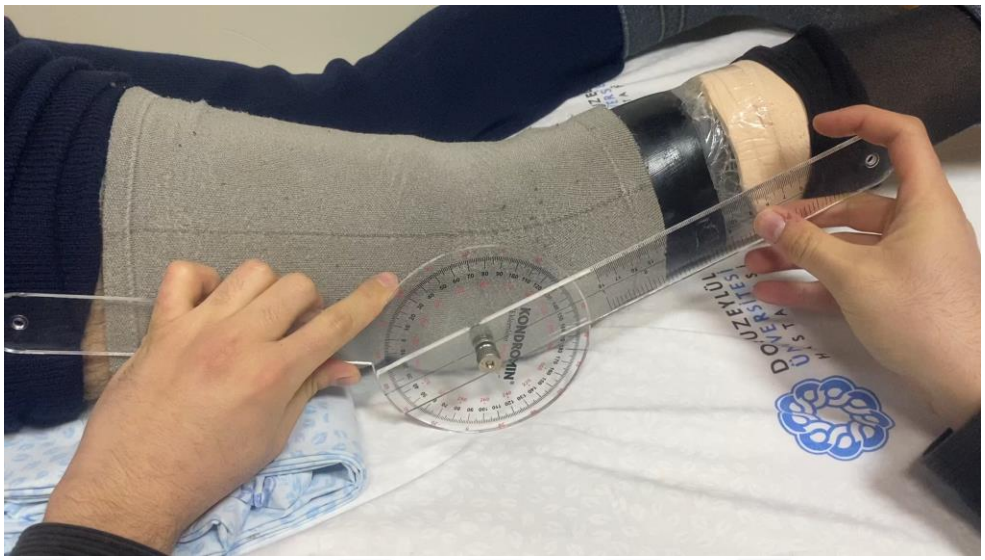
fleksiyon/ekstansiyon açıları, dizliğin eklem hareket açıklığına etkisi değerlendirilebilmesi için ampüte tarafın protezli ve protezsiz diz fleksiyon/ekstansiyon açıları ölçülmüştür.



Şekil 21. Diz Fleksiyon Açı Ölçümü



Şekil 22. Diz Ekstansiyon Açı Ölçümü



Şekil 23. Protezli Diz Fleksiyon Açı Ölçümü

3.7 Verilerin Değerlendirilmesi

Bu çalışmada veriler istatistiksel olarak IBM SPSS V.29.0.10 (IBM, Amerika) programı ile değerlendirildi. 3 farklı grupta fleksiyon, ekstansiyon açıları belirlendi. Değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu (Kolmogorov-Smirnov/Shapiro-Wilk testleri) incelendi. Tanımlayıcı istatistik; değişkenlerin ortalama ± standart sapma değerleri verilerek yapıldı. İki bağımlı grubun karşılaştırılmasında Wilcoxon testi kullanıldı. İkiden fazla bağımlı grubun karşılaştırılmasında one way ANOVA, Holm-Sidak testi kullanıldı. P değerinin 0,05'in altında olduğu durumlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

3.8 Araştırmanın Sınırlılıkları

Çalışmada diz eklemi hareket açıklığının ölçülmesinin yanı sıra yürüyüş paternine etkisinin de ölçülmesi düşünüldü ancak gerekli donanımın mevcut olmaması nedeniyle gerçekleştirilemedi.

3.9 Etik Kurul Onayı

Etik Kurul Onay Tarihi: 02.03.2022

Karar No: 2022/08-20

Dosya No: 7011-GOA

4. BULGULAR

4.1. Olgular Üzerindeki Ölçümler

Hastalarda diz eklemi hareket açıklığı ölçüm sonuçları aşağıda tabloda verilmiştir.

Tablo 3. Ölçüm Verileri

Hasta	Sağlam Taraf				Ampute Protezsiz				Ampute Protezli			
	Aktif Fleksiyon	Pasif Felksiyon	Aktif Ekstansiyon	Pasif Ekstansiyon	Aktif Fleksiyon	Pasif Felksiyon	Aktif Ekstansiyon	Pasif Ekstansiyon	Aktif Fleksiyon	Pasif Felksiyon	Aktif Ekstansiyon	Pasif Ekstansiyon
1(KADIN,DİYABET,SAĞ)	103	121	-5	0	105	117	-3	0	90	101	0	+2
2(KADIN,DİYABET,SAĞ)	98	113	-7	0	85	107	-3	+3	76	92	0	+3
3(KADIN,DİYABET,SOL)	102	119	-7	0	100	118	-7	0	87	106	-4	0
4(ERKEK,TRAVMA,SAĞ)	132	135	-10	-4	125	129	-10	-6	116	123	-6	-3
5(ERKEK,TRAVMA,SOL)	125	133	-7	0	124	132	-10	0	120	127	-7	0
6(ERKEK,DİYABET,SOL)	109	121	-3	0	110	126	+2	+4	104	117	+2	+5
7(KADIN,DİYABET,SAĞ)	135	140	0	0	126	130	0	0	115	120	0	0
8(ERKEK,DİYABET,SAĞ)	102	119	0	+5	105	120	-7	0	92	110	-7	0
9(KADIN,DİYABET,SAĞ)	101	117	0	0	92	103	0	0	81	95	0	0
10(KADIN,DİYABET,SAĞ)	115	120	-5	0	102	115	-3	0	80	95	-3	0
11(KADIN,DİYABET,SAĞ)	105	123	0	0	107	119	0	0	92	103	0	0
12(ERKEK,DİYABET,SAĞ)	100	115	-5	0	87	109	0	0	78	94	0	0
13(KADIN,DİYABET,SOL)	104	121	-5	0	102	120	-5	0	89	108	-5	0
14(ERKEK,TRAVMA,SAĞ)	130	130	-8	-4	125	129	-8	-6	118	125	-8	-6
15(ERKEK,TRAVMA,SOL)	125	130	-5	0	126	132	-8	0	122	129	-9	0
16(ERKEK,DİYABET,SOL)	109	121	-3	0	110	126	+2	+4	104	117	+2	+4
17(ERKEK,DİYABET,SAĞ)	120	129	0	0	118	127	0	0	105	113	0	0
18(ERKEK,DİYABET,SOL)	130	135	0	0	121	129	0	0	98	117	0	0
19ERKEK,DİYABET,SAĞ)	104	121	+5	0	107	129	-7	0	94	112	-7	0
20(KADIN,DİYABET,SAĞ)	105	121	0	0	99	107	0	0	85	99	0	0
21(KADIN,DİYABET,SAĞ)	115	120	-10	0	102	115	-3	0	80	95	-4	0
22(KADIN,DİYABET,SAĞ)	100	117	-5	0	102	115	-3	0	88	99	-5	0
23(KADIN,DİYABET,SAĞ)	94	113	-7	0	82	105	-3	0	74	90	-3	0
24(KADIN,DİYABET,SOL)	99	114	-7	0	96	115	-7	0	85	104	-7	0
25(ERKEK,TRAVMA,SAĞ)	127	130	-10	-5	123	125	-10	-5	110	120	-10	-4
26(ERKEK,TRAVMA,SOL)	125	133	-7	0	124	132	-10	0	120	127	-10	0
27(ERKEK,DİYABET,SOL)	108	124	-3	0	103	115	-2	-4	101	115	-5	-4
28(ERKEK,DİYABET,SAĞ)	100	124	0	0	100	117	0	0	90	108	0	0
29(KADIN,DİYABET,SAĞ)	97	114	0	0	89	101	0	0	80	92	0	0
30(KADIN,DİYABET,SAĞ)	112	118	-5	0	101	113	-5	0	78	93	-5	0

Tüm hastalarda yapılan ölçümlere göre, protez kullanımı sonrası ölçülen pasif ekstansiyon açılarında cinsiyetler arası anlamlı fark yoktur (p=0,557). Tüm hastalarda yapılan ölçümlere göre, protez kullanımı olmadan ölçülen pasif ekstansiyon açılarında cinsiyetler arası anlamlı fark yoktur (p=0,1). Tüm hastalarda yapılan ölçümlere göre, protez kullanımı sonrası ölçülen aktif ekstansiyon açılarındaki fark anlamlıdır (p=0,025). Tüm hastalarda yapılan ölçümlere göre, protez kullanımı öncesi ölçülen aktif ekstansiyon açılarındaki fark anlamlıdır (p=0,039). Erkek hastalarda her iki durumda da aktif ekstansiyon açıları daha yüksektir.

Tüm hastalarda yapılan ölçümlere göre, protez kullanımı sonrası ölçülen aktif fleksiyon açılarındaki fark anlamlıdır (p<0,001). Tüm hastalarda yapılan ölçümlere göre, protez kullanımı öncesi ölçülen aktif fleksiyon açılarındaki fark anlamlıdır (p<0,001). Erkeklerde her iki durumda da aktif fleksiyon açıları daha yüksektir. Tüm hastalarda yapılan ölçümlere göre, protez kullanımı sonrası ölçülen pasif fleksiyon açılarındaki fark anlamlıdır (p<0,001). Tüm hastalarda yapılan ölçümlere göre, cinsiyetler arası protez kullanımı öncesi ölçülen pasif fleksiyon açılarındaki fark anlamlıdır (p<0,001). Erkeklerde her iki durumda da pasif fleksiyon açıları daha yüksektir.

Kadın hastalarda yapılan ölçümlere göre, protez kullanımı öncesi ve sonrası ölçülen pasif fleksiyon açıları arasındaki fark anlamlıdır (p=0,001). Protez kullanımı öncesi ölçülen pasif fleksiyon açıları, kullanım sonrasında yapılan ölçümden daha yüksektir.

Kadın hastalarda yapılan ölçümlere göre, protez kullanımı öncesi ve sonrası ölçülen aktif ekstansiyon açıları arasındaki fark anlamlıdır (p=0,002). Protez kullanımı öncesi ölçülen aktif ekstansiyon açıları kullanım sonrası yapılan ölçümden daha yüksektir. Kadın hastalarda yapılan ölçümlere göre, protez kullanımı öncesi ve sonrası ölçülen aktif fleksiyon açıları arasındaki fark anlamlıdır (p=0,001). Protez kullanımı öncesi ölçülen aktif fleksiyon açıları kullanım sonrası yapılan ölçümden daha yüksektir. Kadın hastalarda yapılan ölçümlere göre, protez kullanımı öncesi ve sonrası ölçülen pasif ekstansiyon açıları arasındaki fark anlamlıdır (p=0,026). Protez kullanımı öncesi ölçülen pasif ekstansiyon açıları

kullanım sonrası yapılan ölçümden daha yüksektir. Erkek hastalarda yapılan ölçümlere göre, protez kullanımı öncesi ve sonrası ölçülen pasif ekstansiyon açıları anlamlı fark yoktur (p=0,679).

Erkek hastalarda yapılan ölçümlere göre, protez kullanımı öncesi ve sonrası ölçülen aktif fleksiyon açıları arasındaki fark anlamlıdır (p=0,001). Protez kullanımı öncesi yapılan ölçümler, protez kullanımı sonrası ölçülen değerlerden daha yüksektir.

Erkek hastalarda yapılan ölçümlere göre, protez kullanımı öncesi ve sonrası ölçülen pasif fleksiyon açıları arasındaki fark anlamlıdır (p=0,001). Protez kullanımı öncesi yapılan ölçümler, protez kullanımı sonrası ölçülen değerlerden daha yüksektir. Erkek hastalarda yapılan ölçümlere göre, protez kullanımı öncesi ve sonrası ölçülen aktif ekstansiyon açıları arasındaki fark anlamlıdır (p=0,011). Protez kullanımı öncesi yapılan ölçümler, protez kullanımı sonrası ölçülen değerlerden daha yüksektir.

5. TARTIŞMA

Literatürde aktif vakumlu protez kullanan hastaların değerlendirmelerinde dizliğin süspansiyon amaçlı kullanımının diz eklemi hareket açıklığına etkisi işe ilgili çalışmaya rastlanılmamıştır. Bu çalışmada dizlik kullanımının etkileri değerlendirilerek literatüre katkı sağlanması amaçlanmıştır.

Diz altı protezi tasarlanırken; güdüğün yük taşıma kapasitesine ve hassasiyetine, her iki ekstremitenin diz eklem hareket açıklığına, diz fleksiyon kontraktürüne, dizin mediolateral açılaşmasına, postür ve dengesine dikkat edilir. Bu değerlendirmeler sonucu hasta üzerinde yer çekim hattının geçtiği noktalar belirlenir. Protezin statik ayarları bu noktalara göre; protezin ayak ve soket bağlantıları ayarlanır. Örneğin; fleksiyon kontraktürü oluşmuş bir dizde, yer çekim hattı dizin önün geçmektedir. Buna bağlı denge, soketin fleksiyonda bağlanmasıyla ve pylon ile ayağın sokete göre öne yerleştirilmesiyle sağlanır. Bir başka örnek olarak; valgus dizilimi olan bir dizde ise ayak, pylon aparatı ile sokete göre mediale yerleştirilerek statik denge sağlanmaktadır.

Protezlerde yer reaksiyon kuvvet vektörünün dize düzeltici yönde etkileri, ayağın pozisyonlarıyla ayarlanabilmektedir. Örneğin; diz fleksiyon kontraktürü oluşmuş bir hastada ayak, plantar fleksiyona alınarak yer reaksiyon kuvvetinin dizin önünden geçmesi sağlanarak dizde ekstansiyon momenti oluşturulur. Hiperekstansiyon (genu rekurvatum) olan bir dizde ayak dorsifleksiyona alınarak, dizde fleksiyon momenti oluşturulur. Valgus ve varus dizilimi bulunan bir dizde ise, ayak bileği mediolateral açılarının ayarlanmasıyla denge veya düzeltme sağlanabilmektedir.

Diz altı protezlerinde yük patellar tendondan taşınmaktadır. Patellar tendon dizin anteriorunda patellanın üstünden geçip tuberistas tibiaya bağlanır. Patellanın alt tarafında bir girinti oluşturalar patellar seki elde edilir. Sokette patellar sekinin posterioruna, kuvveti karşılayıcı seki olarak popliteal seki ya da yatak oluşturulur. Uzun ve orta boy güdüklerde; popliteal seki, patellar sekiden daha aşağıda tasarlanır. Bu sayede diz fleksiyonunda bir kısıtlama oluşmamaktadır.

Kısa boy güdüklerde ise hem süspansiyon amaçlı hem de güdüğün periferindeki çevresel yük dağılımını artırmak için popliteal seki, patellar seki ile aynı seviye ya da daha yüksek tutulur. Patella ve kondiller soket içerisine alınır. Bu tarz soketlere PTS soketler denilmektedir. Kısa güdüklerde kullanılan ve aynı zamanda süspansiyon sağlayan PTS soketlerin; diz eklemini de soketin içerisine alması ve popliteal sekinin yüksek tutulması nedeniyle, hem ekstansiyon hem de fleksiyon açılarını kısıtladığı görülmektedir.

Kısa ve yük taşımaya uygun olmayan diz altı güdüklerinde, diz eklemini de içine alan protezler tasarlanmıştır. Geçmişten günümüze kullanılan en etkili protezler, lateral eklemli uyluk korseli diz altı protezleridir. Bu protezler süspansiyon sağlamak amaçlı da kullanılmaktadır. Yük lateral eklemler ve uyluk korsesi sayesinde femura aktarılır. Diz eklemi anatomik olarak polisentrik bir eklemdir. Uyluk korsesinde kullanılan lateral eklemler tek eksenli mekanik eklemlerdir. Diz ekleminde anatomik ve mekanik eklemlerin uyumu zordur. Bu nedenle dizin fleksiyonu kısıtlamaktadır. Bu konuyla ilgili literatürde yeterli çalışma bulunmamaktadır.

Patella bandı, sekiz bandı, uyluk bandı, Y bandı gibi dizi içerisine alan süspansiyon sistemleri; elastik malzemelerden üretilmesi nedeniyle ve dizi tam olarak sarmadığından, fleksiyonu ve ekstansiyonunu engellemedikleri görülmektedir.

Günümüzde aktif vakum sistem protezlerinde kullanılan süspansiyon sisteminin tamamlayıcısı dizlikler, en çok tercihe edilen sistemler arasındadır. Literatürde bu dizlikler ile yapılmış ve diz eklem açıklıklarının ölçüldüğü çalışma yeterince bulunmamaktadır. Bu nedenle, çalışmamızda literatür ile karşılaştıracağımız dizlik kullanımının, diz eklem hareket açıklığına etkisi ile veriler bulunmamaktadır.

Bu çalışmada, olguların büyük bir kısmında dizliğin, ampüte tarafın diz eklemi fleksiyon hareket açıklığını belirgin bir şekilde kısıtladığını gözlemledik. Fleksiyon açısında ise 10 derecelik istatiksel olarak bir anlamlı fark oluşmuştur.

Yürüyüş fazlarında diz ekleminde en fazla 65 derece fleksiyon açısı gerekmektedir. Bu nedenle bizim çalışmamızda elde edilen 10 derecelik (90+- 10 derece) bir farkın yürüyüş açısından hastayı etkilemediği ve sistemin avantajlı olduğu gözlemlenmiştir. Literatürde bu konuda sınırlı bilgiler bulunmakla birlikte, elde

ettiğimiz sonuçlar, aktif vakum sistemli dizaltı protezlerinde kullanılan dizliğin diz eklem hareketliliği üzerinde olumsuz bir etkiye sahip olduğunu öne sürmektedir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Elde ettiğimiz bulgular, aktif vakum sistemli diz altı protezlerinin diz eklem hareket açıklığı üzerindeki olumsuz etkilerini desteklemektedir. Ancak, bu sonuçların genelleştirilebilirliği konusunda bazı sınırlamalar bulunmaktadır. Öncelikle, bu çalışmada kullanılan katılımcı sayısı sınırlıdır ve çeşitli demografik faktörlere sahip bir katılımcı grubunu içermemektedir. Bu nedenle, farklı süspansiyon sistemleri, farklı yaş grupları, cinsiyetler ve fiziksel durumları içeren daha geniş örneklem grupları üzerinde yapılan gelecekteki araştırmalar, elde ettiğimiz sonuçların genel geçerliliğini artırabilir.

Ayrıca, bu araştırma sadece diz eklem hareket açıklığına odaklanmıştır. Ancak, hastaların günlük yaşam aktiviteleri, yaşam kalitesi ve protez kullanımına adaptasyon gibi daha geniş kapsamlı sonuçları değerlendirmek, protez kullanımının etkilerini daha iyi anlamamıza yardımcı olabilir. Bu bağlamda, multidisipliner bir yaklaşım benimseyen ve hastaların günlük yaşam kontekstindeki deneyimlerini içeren gelecekteki araştırmaların yapılması, klinik uygulamada daha etkili protez rehabilitasyon stratejilerinin geliştirilmesine katkı sağlayabilir.

Bu araştırma, aktif vakum sistemli dizaltı protezlerinin diz eklem hareket açıklığına olumsuz bir etkisi olduğunu göstermekle birlikte, bu alandaki çalışmaların daha fazla derinleştirilmesi ve genişletilmesi gereklidir. Bu, protez kullanımının daha etkili ve kişiselleştirilmiş hale getirilmesine olanak sağlayarak, protez kullanan bireylerin yaşam kalitesini artırabilir ve günlük yaşam aktivitelerinde daha fazla bağımsızlık kazanmalarına yardımcı olabilir.

Bu bağlamda, gelecekteki araştırmalarda süspansiyon sistemlerinin birbirleriyle karşılaştırmalı olarak daha detaylı bir şekilde incelenmesi gerekmektedir.

7. KAYNAKLAR

1. Poredos P, Rakovec S, Guzic-Salobir B. Determination of amputation level in ischaemic limbs using tcPO2 measurement. VASA. 2013; 34(2), 108–112.
2. Thurston AJ. Paré and prosthetics: the early history of artificial limbs. ANZ J Surg. 2007 Dec;77(12):1114-9
3. Sachs M, Bojunga J, Encke A. Historical evolution of limb amputation.World J Surg.1999;23(10):1088–93.
4. Sellegren KR. An early history of lower limb amputations and prostheses. Lowa Orthop J.1982; 2(13).
5. Sachs M, Bojunga J, Encke A. Historical evolution of limb amputation. World J Surg. 1999;23(10):1088-93.
6. Gottschalk F. The importance of soft tissue stabilization in trans-femoral amputation. Orthopade. 2015;44(6):408-12.
7. Barclay W. Below-knee amputation prostheses. *Prosthetic and orthotic practice.1970; 69,* 78.
8. Aydın A, Çağlar Okur S. Diz Altı Ampute Hastalarda Denge ve Depresyon Durumlarının Değerlendirilmesi: Kontrollü Çalışma. Ankara Med J. 2018;18(3):402-9.
9. Garbalosa JC, Cavanagh PR, Wu G, Ulbrecht JS, Becker MB, Alexander IJ, Campbell JH. Foot function in diabetic patients after partial amputation. Foot Ankle Int. 1996;17(1): 43–48.
10. Erbahçeci F. Amputelerin bağımsızlık düzeylerinin belirlenmesi. Optimal Tıp Dergisi.2000; 13(4): 85 - 91.
11. Dillingham TR, Pezzin LE, MacKenzie EJ. Limb amputation and limb deficiency: epidemiology and recent trends in the United States. South Med J.2002; 95(8):875-84.
12. Potter BK, Burns TC, Lacap AP, Granville RR, Gajewski DA. Heterotopic ossification flowing travmatic and combat-related amputations: prevelance, risk

factors and preliminary results of excision. J. Bone Joint Surg.2007;89:476-86.

13. Erdem H, Kuzgun Ü. *Ortopedide Ortezler ve Protezler*. İstanbul: Türk Ortopedi Ve Travmatoloji Derneği;1994.

14. Potter BK, Burns TC, Lacap AP, Granville RR, Gajewski DA. Heterotopic ossification flowing travmatic and combat-related amputations: prevelance, risk factors and preliminary results of excision. J. Bone Joint Surg. Am. 2007;89:476-86.

15. Caroline C, Nielsen C, Jorge M, Lusardi MM. Pp. In: Jorge M. Nielsen C. Multidisciplinary Approach.USA: Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation. 1-12, 3th edition,2013.

16. Esquenazi A. Amputation rehabilitation and prosthetic restoration. From surgery to community reintegration. Disability and Rehabilitation. 2004;26(14):831-36.

17. Güven M.E. (2007). Alüminyum Diz Altı Bacak Protez Kiti Tasarımı, Yüksek Lisans Tezi, Ege Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, İzmir, 4-18.

18. Gottschalk F, Kourosh S. and Stills M. (1989, October). Does socket configuration influence the position of the femur in above knee amputation?, Journal of Prosthetics and Orthotics, 94–102.

19. Şener G, Erbahçeci F. Protezler. 4. baskı, Ankara, Hipokrat Kitabevi, 2015.

20. Dillon MP. (2010). Partial foot amputation: aetiology, incidence, complications, prosthetic intervention and a characterisation of gait. Center for International Rehabilitation Research Information and Exchange, 3(1), 5-10.

21. Condie DN. Biomechanics of the partial-foot amputations. London (England): Edward Arnold Publishers Ltd; 1970.

22. Shan, R.L.P., 2001, Lower Limb Prostheses, Clinical Sciences 404.6.

23. Weber D. Partial foot amputation. In: Weber D, editor. Clinical aspects of lower extremity prosthetics: Trans tibial, symes and partial foot amputations. Oakville (Canada): Elgan Enterprises; 1991. p. 197–209.

24. Winter DA. Kinematic and kinetic patterns in human gait: Variability and compensating effects. Hum Mov Sci. 1984; 3:51–76.

25. Sanderson D, Martin P. Lower extremity kinematics and kinetic adaptations in unilateral below-knee amputees during walking. Gait Posture. 1997;6:126–36.

26. Transtibial amputation, Surgical Procedures And Immediate Postsurgical Management. URL: http://www.oandplibrary.org/alp/chap18-01.asp, Son Erişim: 25.12.2018

27. Prosthetic and orthotic options for lower extremity amputation and reconstruction. Crowe C, Impastato K, Donanghy A, Caryn E, Friedly J, Keys K. 4. Plastic and Aesthetic Res.2019; Cilt 6.

28. An Early History of Lower Limb Amputations and Prostheses. Kim R. Sellegren, M.D. The Iowa Orthopaedic Journal.

29. Ortez ve protez Tarihçesi. Alsancak, Doç. Dr. Serap. 1, basım yeri bilinmiyor : Ankara Universitesi Dikimevi Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu Yıllığı , 2000, Cilt 1.

30. Transtibial Amputasyonu Olan Bireylerde Sanal Gerçeklik Uygulamalarının Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Sonuçlarına Etkisinin Araştırılması.Şahan, Uzm. Fzt. Tezel Yıldırım. Journal of Exercise Therapy and Rehabilitation.2018, Cilt 5. 82-88.

31. Protezler. Çözümler.2024. https://www.ottobock.com/tr-tr/cozumler/protezler

32. Alt ve Üst Ekstremite Protezlerinde Ölçü Alma ve Üretim Yöntemleri . Altınkaynak, Haydar. 1, Ankara Universitesi : Ankara Universitesi Dikimevi Sağlık Hİzmetleri Meslek Yükseokulu Yıllığı, 2001, Cilt 2

33. The Effects of Suction and Pin/Lock Suspension Systems on Transtibial Amputees' Gait Performance. Hossein Gholizadeh, Noor Azuan Abu Osman, Arezoo Eshraghi, Sadeeq Ali. Plosone.2014; Cilt 9. 1-9

34. Socket Considerations for the Patient With a Transtibial Amputation. Fergason J, Smith D,. 361. Clinical Orthopaedics and Related Research, 1999. 76-84

35. Erdem, H. (1996). *Ekstremite Protezleri: Amputasyon Seviyeleri, Biyomekanik*

Uygulama, Rehabilitasyon. Erdem Medikal.

36. A comparison between the suction suspension system and the hypobaric Iceross Seal-In® X5 in transtibial amputees. S Brunelli, A S Delussu, F Paradisi,R Pellegrini, M Traballesi. 6. Prosthetics and Orthotics International, 2013, Cilt 37. 436–444.

37. Protezler.2024. https://www.ossur.com/tr-tr/prosthetics.

38. Janssen, W.G.M. Bussmann, H.B.J. (2002) "Determinants of the Sit-to-Stand Movement: A Review", Physical Therapy.

39. Alsancak S. Alt Ekstremite Protezlerinde Biyomekanik Yaklaşımlar. *Ankara Sağlık Hizmetleri Dergisi*, *2001;2*(1).

40. Schuch CM, Pritham CH. International Standards Organization terminology: Application to prosthetics and orthotics. J Prosthet Orthot. 1994;6(1):29.

41. Borrenpohl D, Kaluf B, Major MJ. Survey of U.S. practitioners on the validity of the medicare functional classification level system and utility of clinical outcome measures for aiding k-level assignment. Arch Phys Med Rehabil. 2016; 97(7):1053-63.

8. EKLER

EK 1: ETİK KURUL ONAYI

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURUL KARARI

Sayın Prof.Dr. Hasan Tatari

Araştırmanıza ilişkin Kurulumuz kararı aşağıda sunulmuştur.

Bilgilerinizi ve gereğini rica ederiz.

ETİK KOMİSYONUN ADI	**DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU**
AÇIK ADRES	**Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı 2. Kat İnciraltı-İZMİR**
TELEFON	**0 232 412 22 54-0 232 412 22 58**
FAKS	**0 232 412 22 43**
E-POSTA	**goaek@deu.edu.tr**

BAŞVURU BİLGİLERİ	DOSYA NO:	7011-GOA	
	ARAŞTIRMA	UZMANLIK TEZİ ☐ MÜNFERİT ARAŞTIRMA ☐ ÖÇM ☐ YÜKSEKLİSANS ☒ DOKTORA ☐	
	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	**Dizlikli Süspanse Olabilen Dizaltı Aktif Vakum Protezi Kullanan Hastalarda, Dizliğin Diz Eklem Hareket Açıklığına Etkisi**	
	ARAŞTIRMA PROTOKOL KODU		
	SORUMLU ARAŞTIRMACI ÜNVANI/ADI/SOYADI ve UZMANLIK ALANI	Prof.Dr. Hasan Tatari Ortopedi ve Travmatoloji A.D.	
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ ☒	ÇOK MERKEZLİ☐

	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili
DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	Mevcut		Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	ARAŞTIRMA İLE İLGİLİ LİTERATÜR	Mevcut		Türkçe ☐ İngilizce ☒ Diğer ☐
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	Mevcut		Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	OLGU RAPOR FORMU	Mevcut		Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐

Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu Karar Formu

KARAR BİLGİLERİ	Karar No:2022/08-20	Tarih:02.03.2022
	Prof.Dr. Hasan Tatari'nin sorumlusu olduğu **"Dizlikli Süspanse Olabilen Dizaltı Aktif Vakum Protezi Kullanan Hastalarda, Dizliğin Diz Eklem Hareket Açıklığına Etkisi"** isimli klinik araştırmaya ait başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş, araştırmanın mevcut haliyle etik yönden uygun olduğuna oy birliği ile karar verilmiştir.	

ETİK KURUL BİLGİLERİ	
ÇALIŞMA ESASI	Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu İşleyiş Yönergesi İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu

ETİK KURUL ÜYELERİ

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet	Araştırma ile İlişkili mi?		İmza
Prof.Dr.Mehmet Birhan Yılmaz (Başkan)	Kardiyoloji	DEÜ Tıp Fakültesi Dahili Tıp Bilimleri Bölümü	Erkek	E☐	H☒	
Prof.Dr. Emel Çalıkoğlu (Başkan Yardımcısı)	Prevantif Onkoloji	Onkoloji Enstitüsü	Kadın	E☐	H☒	
Prof.Dr. Ahmet Okay Çağlayan	Moleküler Tıp	Sağlık Bilimleri Enstitüsü	Erkek	E☐	H☒	
Prof.Dr. Suna Asilsoy	Çocuk Sağlığı Ve Hastalıkları	DEÜ Tıp Fakültesi Dahili Tıp Bilimleri Bölümü	Kadın	E☐	H☒	
Doç.Dr.Seher Özyürek	Muskuloskeletal Fizyoterapi	DEÜ Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Fakültesi	Kadın	E☐	H☒	
Doç.Dr.Nil Hocaoğlu Aksoy	Tıbbi Farmakoloji	DEÜ Tıp Fakültesi Tıbbi Farmakoloji Anabilim Dalı	Kadın	E☐	H☒	
Doç.Dr. Meryem Öztürk Haney	Halk Sağlığı Hemşireliği	Hemşirelik Fakültesi Halk Sağlığı Hemşireliği	Kadın	E☐	H☒	
Doç.Dr. Aylin Özgen Alpaydın	Göğüs Hastalıkları	DEÜ Tıp Fakültesi Göğüs Hastalıkları Anabilim Dalı	Kadın	E☐	H☒	
Doç.Dr. Ayşe Akcalı	Periodontoloji	Diş Hekimliği Fakültesi	Kadın	E☐	H☒	
Doç.Dr. Şule Özbilgin	Anesteziyoloji ve Reanimasyon	DEÜ Tıp Fakültesi Cerrahi Tıp Bilimleri Bölümü	Kadın	E☐	H☒	
Dr.Öğr.Üyesi Özlenen Şimşek Papur	Tıbbi Biyoloji ve Genetik	Sağlık Bilimleri Enstitüsü	Kadın	E☐	H☒	
Dr.Öğr.Üyesi Tolga Şahin	Spor Yönetim Bilimleri	Necat Hepkon Spor Bilimleri Fakültesi	Erkek	E☐	H☒	
Öğr.Gör.Dr.Kıvanç Yüksel	Biyoistatistik ve Tıbbi Bilişim	Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik ve Bilişim A.D	Erkek	E☐	H☒	

EK 2: ARBİS ÖZGEÇMİŞ

ÖZGÜR ŞAMPİYON

Kişisel Bilgiler

İletişim Bilgileri

İletişim Adresi

Telefon

E-posta

İnternet Sayfası

Öğrenim Bilgileri

01 Ekim 2020 - Şu Anda (1 yıl 11 ay)
Yüksek Lisans, Tezli Program, DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ, TÜRKİYE
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ, BİYOMEKANİK (YL) (TEZLİ)
Ağırlıklı Genel Not Ortalaması: 3.2 / 4.0

15 Ağustos 2017 - 07 Temmuz 2019 (1 yıl 11 ay)
Lisans, Açıköğretim, İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ, TÜRKİYE
AÇIK VE UZAKTAN EĞİTİM FAKÜLTESİ, ACİL YARDIM VE AFET YÖNETİMİ PR. (SAĞLIK LİSANS TAMAMLAMA)
Diploma Numarası: 40679
Ağırlıklı Genel Not Ortalaması: 2.9 / 4.0

15 Aralık 2008 - 23 Aralık 2020 (12 yıl 1 ay)
Lisans, Açıköğretim, ANADOLU ÜNİVERSİTESİ, TÜRKİYE
İŞLETME FAKÜLTESİ, İŞLETME PR. (AÇIKÖĞRETİM)

	11 Eylül 1992 - 15 Eylül 1994 (2 yıl 1 ay) Ön Lisans, Anadal/Normal Öğretim, ANKARA ÜNİVERSİTESİ, TÜRKİYE DİKİMEVİ SAĞLIK HİZMETLERİ MESLEK YÜKSEKOKULU, PROTEZ VE ORTEZ PR. Diploma Numarası: 577 Ağırlıklı Genel Not Ortalaması: 66.0 / 100.0
Deneyim / İşyeri Bilgileri	01 Nisan 1996 - Şu Anda (26 yıl 5 ay) (Tam Zamanlı) TEKNİK PERSONEL, DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ CERRAHİ TIP BİLİMLERİ BÖLÜMÜ ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ ANABİLİM DALI İdari Görev: TEKNİK PERSONEL
Yabancı Dil Bilgileri	İNGİLİZCE (Okuma: Orta, Yazma: Orta, Konuşma: Orta)

Bilimsel Teknolojik Faaliyet Alanları

Anahtar Kelimeler	Ortez Protez Bilirkişilik Müessesesi

Ar-Ge Yetkinlik

Makaleler	Ö. ŞAMPİYON, B. ÜNVER, V. KARATOSUN, I. GÜNAL & S. ANGIN, Postoperative Immobilisation Orthosis For Surgically Corrected Hallux Valgus, PROSTHETICS AND ORTHOTICS INTERNATIONAL, 2004, 0309-3646, 28, 278-280, 278-280.
Ödüller	Diğer, Uluslararası, Yayın Teşvik Değerlendirme, Yayın Teşvik Değerlendirme, Ödül Alınan Kurum: TÜBİTAK BİLİM KURULU, TÜRKİYE, 06 Mayıs 2005.
Patentler	Yeni Bir Ayak Bileği Protezi, Protez, Patent Başvurusu, Uluslararası(PCT), Başvuru No: 2018/04475, 05 Mart 2019 Elektromekanik Düşük Ayak Ortezi, Ortez-protez, Patent Başvurusu, Uluslararası(PCT), Başvuru No: 2018/04471, 25 Şubat 2019
Yayılımlar	2. Ismarlama Protez Ortez Merkezleri Mesul Müdür Eğitim Toplantısı, EĞİTİM/KURS VERİLMESİ, Ulusal, 19 Ekim 2017. 4.ulusal Protez-ortez Kongresi, DÜZENLENEN ÇALIŞTAY, Ulusal, 15 Ekim 2003.

5.ulusal Protez-ortez Kongresi, EĞİTİM/KURS VERİLMESİ, Ulusal, 28 Mayıs 2005.

6.ulusal Protez-ortez Kongresi, EĞİTİM/KURS VERİLMESİ, Ulusal, 20 Temmuz 2007.

7.ulusal Protez-ortez Kongresi, DÜZENLENEN ÇALIŞTAY, Ulusal, 17 Eylül 2009.

8.ulusal Protez-ortez Kongresi, DÜZENLENEN ÇALIŞTAY, Ulusal, 26 Eylül 2012.

Sihirli Elleriyle Hayat Veriyorlar, MEDYADA HABER, Ulusal, 30 Mayıs 2006.

TÜBİTAK Burs ve Destekleri

Panelistlik/İzleyicilik/Raportörlük Sayısı

Hakemlik/Panelistlik/Dış Danışmanlık Sayısı	ARDEB/BİDEB 0	TEYDEB 0	Toplam 0
İzleyicilik/Danışmanlık Sayısı	ARDEB/BİDEB 0	TEYDEB 0	Toplam 0
Raportörlük Sayısı	ARDEB/BİDEB 0	TEYDEB 0	Toplam 0