

70464

T.C
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**DİZ ALTI AMPUTELERDE PATELLAR TENDONDA AĞIRLIK
TAŞIYICI SOKETLER İLE TOTAL TEMASLI SOKETLERİN GÜDÜK
SOKET UYUMU VE REHABİLİTASYONA ETKİLERİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI**

Kezban YİĞİTER

Hacettepe Üniversitesi
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetmeliği
Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Programı İçin Öngördüğü
DOKTORA TEZİ
olarak hazırlanmıştır.

TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. Gül ŞENER

ANKARA
1998

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü'ne;

Bu çalışma jürimiz tarafından Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Programında Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Danışmanı:
Prof. Dr. Gül ŞENER, Hacettepe Üniversitesi

Üye :
Prof. Dr. Hülya KAYIHAN, Hacettepe Üniversitesi

Üye :
Prof. Dr. Haluk YETKİN, Gazi Üniversitesi

Üye :
Doç. Dr. Yavuz YAKUT, Hacettepe Üniversitesi

Üye :
Doç. Dr. Fatih ERBAHÇECİ, Hacettepe Üniversitesi

ONAY:

Bu tez, Enstitü Yönetim Kurulu'nca belirlenen yukarıdaki jüri tarafından uygun görülmüş ve Enstitü Yönetim Kurulu'nun kararıyla kabul edilmiştir.

.....
Prof. Dr. Sezgin İLGİ
Enstitü Müdürü

ÖZET

Patellar tendonda ağırlık taşıyıcı soketler ile total temaslı soketlerin güdük soket uyumu ve rehabilitasyona etkilerinin değerlendirilmesi amacıyla planlanan bu çalışma, Hacettepe Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu Protez ve Biomekanik Ünitesinde yapılmıştır. 20 unilateral diz altı amputeye önce PTB soket ile daha sonra TSB soket ile protez eğitimi verilmiş ve her iki uygulamayı takiben olgular değerlendirilmiştir. Yürüyüş analizinde ampute taraf adım uzunlukları ve çift adım uzunlukları arasında bir fark elde edilememesine rağmen ($p>0.05$); sağlam taraf adım uzunlukları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0.05$). Ampute-sağlam taraf adım uzunlukları farkları açısından incelenen olgularda TSB soketli protez kullanan olguların daha simetrik yürüdükleri belirlenmiştir. TSB soketli protezle yürüyüşte yürüme ahenginin ve hızının arttığı, stabilite temini için genişletilen destek yüzeyinin normal değerlere daha yakın olduğu bulunmuştur ($p<0.05$). TSB soketli protez ile olgularda yürüyüş bozukluğuna az rastlanma ve statik ayakta duruş postüründe protezli tarafa binen vücut ağırlığı yüzdesinin ve dengenin PTB sokete göre daha yeterli olduğu saptanmıştır. Ambulasyon aktiviteleri açısından bakıldığında, engel aşma ve sandalyeye oturup-kalkma dışında diğer aktivitelerde TSB soket lehine istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p<0.05$). Protez ağırlığı, suspansiyon yeterliliği, soket hacmi gibi proteze ait özellikler yönünden soketler karşılaştırıldığında aradaki farkın TSB soket lehine anlamlı olduğu belirlenmiştir ($p<0.05$). Çalışmadan elde edilen veriler, diz altı amputelerin rehabilitasyonunda TSB soketlerin başarı ile kullanılabileceğini göstermektedir.

Anahtar Kelimeler : Amputasyonlar, Patellar Tendonda Ağırlık Taşıyıcı Soketler, Total Temaslı Soketler, Rehabilitasyon, Yürüyüş, Biomekanik.

ABSTRACT

This study was carried out on 20 unilateral below knee amputees at the School of Physical Therapy and Rehabilitation of Hacettepe University, Prosthetics and Biomechanics Unit. The purpose of the study was to compare the effects of PTB and TSB sockets on stump-socket relationship and rehabilitation. Each patient was provided with both TSB and PTB sockets and received rehabilitation programme. No difference was found between TSB and PTB sockets regarding stride length or step length of the amputated side ($p>0.05$), while a significant difference was observed between the step lengths of normal extremity in favour of the TSB socket. When the differences in amputee-sound side step lengths were evaluated it was determined that the patients walked in a more symmetrical pattern with TSB socket. An improvement was also achieved in cadence and velocity; while the base of support was found closer to normal values during walking with TSB socket. Gait deviations were found to be lesser and there was an increased weight bearing percentage on the amputated side with the usage of TSB. When balance and ambulation activities were compared there was also an important difference ($p<0.05$) between the two socket types in favour of TSB, except sitting and standing up from a chair and crossing an obstacle. Prosthetic weights and socket volume were found to be lesser while suspension was more sufficient in TSB socket. It was concluded that TSB socket can be used successfully in the rehabilitation of below knee amputees.

Key Words: Amputations, Patellar Tendon Bearing socket, Total Surface Bearing, Rehabilitation, Gait, Biomechanics.

TEŞEKKÜR

Bu çalışmanın gerçekleşmesinde gerekli teknolojik ekipmanın teminindeki değerli katkıları ve desteğinden dolayı Sayın Prof. Dr. Hülya Kayıhan'a içtenlikle teşekkür ederim.

Tezin oluşturulması, içeriğinin düzenlenmesi, tez sonuçlarının yorumlanması, tezin her aşamasındaki yoğun ve içten desteğinden dolayı tez danışmanım Sayın Prof. Dr. Gül Şener'e,

Tezin oluşturulması, istatistiksel yorum, plan, öneri ve desteğinden dolayı Sayın Doç. Dr. Yavuz Yakut'a,

Hastaların takibi ve tezin her aşamasında gösterdiği katkı ve yoğun desteğinden dolayı değerli arkadaşım Öğretim Görevlisi Sayın Kılıçhan Bayar'a,

Tez olgularının eğitimlerindeki katkılarından dolayı Sayın Doç. Dr. Fatih Erbahçeci'ye,

Teze ait yorumlarındaki katkılarından dolayı Sayın Prof. Dr. Fatma Uygur'a,

Tez istatistiklerinin yapılması, tabloların düzenlenmesindeki katkılarından dolayı Uzm. Fzt. Özgen Aras'a,

Tezin yazım aşamasındaki düzenlemelerde katkısı ve manevi desteğinden dolayı değerli arkadaşım Fzt. Banu Kürklü'ye,

Tez ile ilgili önerileri ve desteği nedeniyle Sayın Doç. Dr. Serap Alsancak'a,

Bu tezi destekleyen Hacettepe Üniversitesi Araştırma Fonu Başkanlığı'na en içten teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER DİZİNİ

	<u>Sayfa</u>
ÖZET.....	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER DİZİNİ.....	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	ix
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	x
GİRİŞ.....	1
KONU İLE İLGİLİ ÇALIŞMALAR VE YAYINLAR.....	4
1.1. Diz Altı Soketlerinin Tarihçesi.....	4
1.2. Diz Altında Kullanılan Soket Tipleri.....	5
1.3. Diz Altı Amputelerde Fonksiyonel Düzeyi Etkileyen Faktörler.....	11
1.4. Diz Altı Amputelerde Fizyoterapi-Rehabilitasyon.....	14
BİREYLER VE YÖNTEM.....	20
2.1. Bireyler.....	20
2.2. Yöntem.....	20
BULGULAR.....	32
3.1. Bireye Ait Bulgular.....	32
3.2. Değerlendirme Bulguları.....	33
3.3. İstatistiksel Değerlendirme Bulguları.....	34
TARTIŞMA.....	44
SONUÇLAR.....	52
KAYNAKLAR.....	56
ÖZGEÇMİŞ.....	64

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

- PTB** : Patellar Tendon Bearing
Patellar Tendonda Ağırlık Taşıyıcı Soket
- PTS** : Patellar Tendon Bearing Supracondylar,
Suprapatellar Suspension
Patellar Tendonda Ağırlık Taşıyıcı Suprapatellar
Suprakondiler Suspansiyonlu Soket
- KBM** : Patellar Tendon Bearing Supracondylar Suspension
Patellar Tendonda Ağırlık Taşıyıcı Suprakondiler
Suspansiyonlu Soket
- TSB** : Total Surface Bearing
Total Temaslı Soket
- AEU** : Alt Ekstremitte Uzunluğu
- cm** : Santimetre
- sn** : Saniye
- dk** : Dakika
- %** : Yüzde
- N** : Olgu Sayısı
- X** : Aritmetik Ortalama
- SD** : Standart Sapma
- t** : Student t Testi İstatistiği
- r** : Pearson Korelasyon Katsayısı
- p** : İstatistiksel Yanılma Düzeyi (0.05)
- SPSS** : İstatistik Paket Programı, (Windows Tabanlı
Versiyon 5.01)

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge	Sayfa
3.1. Olguların Fiziksel Özellikleri.....	32
3.2. Olgularda Yürüyüş, Ambulasyon Aktiviteleri, Ağırlık Taşıma-Denge ve Proteze Ait Özelliklerin Ortalama, Standart Sapma, Minimum ve Maksimum Değerleri	33
3.3. Olgularda PTB-TSB Soketlerinin Zaman-Mesafe Karakteristikleri Açısından Karşılaştırılması	34
3.4. Olgularda, Denge ve Ağırlık Taşıma Yüzdesi Açısından PTB-TSB Soketlerinin Karşılaştırılması	36
3.5. Olgularda, Ambulasyon Aktiviteleri Yönünden PTB-TSB Soketlerinin Karşılaştırılması	37
3.6. Proteze Ait Özellikler Açısından PTB-TSB Soketlerinin Karşılaştırılması	38
3.7. Olgularda Görülen Yürüyüş Bozukluklarının Dağılımı.....	38
3.8. Güdük Boyu (%), Ampute-Sağlam Taraf Adım Uzunlukları, Çift Adım Uzunluğu, Protez Ağırlığı ve Yürüme Hızının Suspansiyon Yeterliliği ile Korelasyonu	39
3.9. Ambulasyon Aktivitelerinin Suspansiyon Yeterliliği ile Korelasyonu	40
3.10. Dengenin Destek Yüzeyi ile Korelasyonu	41
3.11. Ambulasyon Aktivitelerinin Protez Ağırlığı ile Korelasyonu	42
3.12. Denge, Protez Ağırlığı ve Alt Ekstremitte Uzunluğunun Ağırlık Taşıma Yüzdesi ile Korelasyonu	43

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Sekil</u>	<u>Sayfa</u>
2.1. PTB Sokette Ölçü İşlemi	27
2.2. 743 A11 Ölçü Cihazı	27
2.3. 743 A11 Ölçü Cihazı ile Ölçü Alımı.....	28
2.4. Ölçü Cihazı İçinde Öne Adım Alma	28
2.5. Ölçü Cihazı İçinde Arkaya Adım Alma	29
2.6. Ağırlık Taşıma Yüzdesinin Ölçülmesi	29
2.7. Ayak-İzi Yöntemi ile Zaman-Mesafe Karakteristiklerinin Ölçülmesi	30
2.8. Ayak-İzi Yöntemi ile Zaman-Mesafe Karakteristiklerinin Şeması	31

GİRİŞ

Amputasyon, hangi seviyeden olursa olsun kişiyi fonksiyonel, psikolojik, sosyal ve mesleki açılardan ciddi kayıplar ile karşı karşıya getirmektedir. Ampute rehabilitasyonunun amacı, amputeyi günlük yaşam aktivitelerinde bağımsızlığa ulaştırarak evine, işine, sosyal yaşamına ve çevreye yeniden adaptasyonunu sağlamak ve yaşam kalitesini artırmaktır. Amputenin yaşı, güdük boyu, amputasyon seviyesi ve nedeni, diğer tıbbi problemleri, cerrahi durumu, motivasyonu, eğitim düzeyi, güdük ile uyumlu bir soket ve protez ile birlikte uygun fizyoterapi-rehabilitasyon yaklaşımları protez ile rehabilitasyonda son derece önemlidir (1,2,3).

Amputasyon çoğunlukla edinsel, bazen de konjenital olarak karşımıza çıkan bir olaydır. Savaşlar, trafik ve iş kazalarının artması ampute popülasyonunun da artışa neden olmuştur. Özellikle II.Dünya Savaşı'ndan sonra hız kazanan protez uygulamaları, teknolojideki ilerlemeler ile birlikte yeni tasarımların uygulama alanına girmesine yol açarak, amputelere rahat, fonksiyonel ve kozmetik protez olanakları sağlamıştır (3).

Alt ekstremitte amputelerinde rehabilitasyonun ana amacı, en temel fonksiyonel aktivite olan yürüyüşün normale yakın olarak gerçekleştirilebilmesini sağlamaktır. Amputelerin büyük çoğunluğu günlük yaşam aktivitelerini başarı ile gerçekleştirmeyi etkileyen protez yapımı ve uygunluğuna yönelik değişik sorunlar yaşamaktadır. Protezin temelini oluşturan soket yapım işleminin amputeye ve biomekanik prensiplere uygunluğu aynı zamanda protez rehabilitasyonunun tamamlanması ve yürüme fonksiyonunun başarı ile gerçekleştirilmesinde de en önemli etkidir.

Güdük ve soket arasındaki basınç ve yükler protezin rahatlık ve stabilizasyon özelliği yönünden önemlidir. Bu basınç ve yüklerin güdükte uygun şekilde dağıtılması protezin başarı ile kullanımını desteklemektedir.

Yapılan çalışmalara bakıldığında; diz altı protezlerinde iki temel soket tipinin uygulandığı görülmektedir. Bunlardan biri patellar tendonda ağırlık taşıyıcı soket (PTB) ve varyasyonları olan suprakondiler suspansiyonlu soket (KBM) ile suprapatellar-suprakondiler suspansiyonlu soket (PTS), diğeri total temaslı soket (TSB) dir (3,4,5).

PTB ve varyasyonlarında ana prensip, ağırlığın patellar tendondan ve ağırlık taşımaya toleranslı bazı bölgelerden taşıtılmasıdır. Bu nedenle PTB soket tam temaslı soket olarak kabul edilse bile soketin yapısı ve biomekaniksel özellikler göz önünde bulundurulduğunda "tam temaslı soket" tanımına uymamaktadır. Tam temaslı sokette ağırlık tüm güdükten taşıtılmakta ve yüzeyler arasında ağırlık taşıma açısından belirgin bir fark olmamaktadır.

PTB soketlerde ağırlığın patellar tendondan taşıtılabilmesi amacıyla popliteal sekiden patellar tendon sekisine doğru baskı uygulaması yapılmaktadır. Popliteal sekiden verilen baskı, popliteal bölgeden geçen arterial-venöz oluşumların üzerine doğrudur. Popliteal seki baskısının hastalarda ortaya çıkartabileceği dolaşım problemleri PTB ve varyasyonları için dezavantaj olarak bildirilmektedir (3).

TSB soketlerde patellar tendondan verilen baskı PTB kadar belirgin değildir. Güdüğün tümünde, eşit olarak dağıtılan ağırlık sayesinde proprioseptif duyu daha fazla olmaktadır. Bununla beraber, ağırlığın bir kısmının güdük distalinden taşıtılması nedeni ile diz eklemine daha fazla yük binmesine yol açmaktadır.

Yazarlar yük dağılımının orantılı ve proprioseptif duyunun daha iyi olması nedeniyle TSB soketlerin amputeler tarafından daha rahat tolere edilebildiğini ve normale yakın bir yürüyüşün ortaya çıktığını ifade etmekle birlikte, literatürde PTB ve TSB'yi biomekanik ve rehabilitasyon açısından karşılaştıran araştırma sayısı oldukça azdır (3,5).

Hacettepe Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu, Protez ve Biomekanik Ünitesi'nde PTB ve varyasyonları ile TSB soketlerin her amputeye ayrı ayrı uygulandığı bu çalışmada, soketlerin biomekaniksel uyumu, denge, ağırlık taşıma, ambulasyon ve

yürüyüşü ne yönde etkiledikleri araştırılmıştır. Amputeler her iki soket ile protez eğitimine alınmışlar, değerlendirmelerden elde edilen sonuçlara göre aktiviteleri daha başarılı yaptığı, rahat ettiği ve normale yakın yürüyüşü gerçekleştirdiği soket tipi ile ünitemizden taburcu edilmişlerdir.



KONU İLE İLGİLİ ÇALIŞMALAR VE YAYINLAR

1.1. DİZ ALTI SOKETLERİNİN TARİHÇESİ

Periferik damar hastalıkları, travma, tümör, trafik, tren ve iş kazaları, kronik enfeksiyonlar, konjenital anomali, yanık, donma, nörolojik neden ve diğer nedenlerle meydana gelebilen amputasyonlar, kişiye bedensel özürün yanı sıra pek çok psikolojik sorun da getirmektedir. Amputelerin günlük yaşam aktivitelerinde daha fonksiyonel olabilmeleri için değişik soket tipleri geliştirilmiştir (3,6).

Eski çağlarda , alt ekstremitte amputelerinin geliştirdikleri bazı dış destekleri protez yerine kullandıkları bildirilmektedir. Bu konudaki ilk kayıt Herodot'un M.Ö.484 yılında yazdığı "Tarih" adlı kitabında yer almaktadır. Yine resim ve pekçok kaynaklardan elde edilen bilgilerde, eski çağlarda insanların protez yerine tahta ve metalden yapılmış destekleri kullandıkları bilinmektedir (3).

İlk diz altı protezi, diz ekleminde harekete izin veren bir protezdir ve 1696 yılında Verduin tarafından geliştirilmiştir. Verduin'in geliştirdiği uyluk korseli konvansiyonel diz altı protezi 1826 yılında Serre tarafından yeniden tasarlanmış ve en çok tercih edilen diz altı protezi olarak uzun yıllar kullanılmıştır (3,7,8).

Amputasyon cerrahisinde myoplasti ve osteomyoplasti tekniklerinin kullanılmaya başlanması, protez uygulamalarına yeni bir boyut kazandırmıştır (3,6).

1957 yılına kadar konvansiyonel prensipler ile devam edilen protez uygulamaları daha sonra bilimsel ve teknolojik gelişmelerle birlikte değişikliklere uğramıştır. 1957'de geliştirilen PTB ve varyasyonları uzun yıllar yoğun olarak uygulanmış ve günümüzde de hala kullanılmaktadır. 1980'li yılların sonlarında ise PTB'de görülen dezavantajları özellikle tam temas yolu ile ortadan kaldırarak suspansiyon ve ağırlık taşımada daha etkin olabilecek soket tasarım (TSB) çalışmaları başlatılmıştır (3,5,7).

Biomekaniye verilen önemin artması ve kolay şekillenebilen protez malzemelerinin de geliştirilmesi, TSB soketlerin İskandinav ülkeleri, Amerika Birleşik Devletleri, Almanya ve İngiltere'den başlayarak tüm dünya ülkelerinde popüler hale gelmesine yol açmıştır (3).

1.2. DİZ ALTINDA KULLANILAN SOKET TİPLERİ

1.2.1. Konvansiyonel Soketler

Diz altı soketlerinin amacı, ağırlık taşıma ve yüklerin iletimi sırasında güdüğe yeterli desteği verebilmektir. 1957-1958 yıllarına kadar diz altı soketleri konvansiyonel tipte yapılmıştır. Çoğunlukla ağaçtan yapılan soket, güdüğe uyumlu olmadığından soketin duvarları yük taşımaya elverişli değildir. Vücut ağırlığı konvansiyonel soketlerde uyluk korsesi aracılığıyla uyluktan taşınmakta ve uyluk korsesi sokete lateral eklem ile bağlanmaktadır. Tek eksenli olan lateral eklem, diz eklemine anatomisine diğer bir ifadeyle polisentrik özelliğine uymadığı için güdük ve soket arasında fazlaca harekete neden olmakta ve güdükte kolaylıkla yaralar açılabilir. Yükün uylukta taşınabilmesi için korsenin sıkı bağlantısına olan gereksinim ise zamanla uyluk kaslarının atrofisi ile sonuçlanmaktadır. Güdükte dolaşım da bozulabilmekte ve zamanla güdük şekil bozukluğu oluşabilmektedir (3,7,8).

Konvasiyonel protezlerin diğer bir dezavantajı, uyluk korsesi nedeniyle ağır ve giyip-çıkarmasının zor olmasıdır. Protezin suspansiyonu uyluk korsesi tarafından sağlanmaktadır. Uyluk korsesi, dezavantajlarına rağmen çok kısa diz altı güdüklerinde, dizde instabilite olduğu durumlarda ve patellar tendonda ağırlık taşıyamayan amputelerde kullanılabilir (3).

1.2.2. Patellar Tendonda Ağırlık Taşıyıcı Soket (PTB)

1957 yılında California Üniversitesi Biomekani Laboratuvarı'nda, diz altı protezlerinde patellar tendondan vücut ağırlığının taşınabileceği görüşü ortaya atılmıştır. Bu protezler uluslararası kurslar sonucu Danimarka, Avustralya, İsviçre, Finlandiya, Almanya ve 1958 yılından itibaren de dünya çapında yaygın olarak uygulanmaya başlanmıştır. 1962

yılında Murphy ve Wilson patellar tendonda ağırlık taşıyıcı diz altı soketlerinin tasarımını geliştirmişlerdir (3,9,10).

Patellar tendonda ağırlık taşıyıcı soketlerin geliştirilmesi ile birlikte, vücut ağırlığı basınca dayanıklı güdük kısımlarına aktarılmış ve uyluk korsesine gereksinim kalmadan stabilite sağlanmıştır. Vücut ağırlığının önemli bir kısmının patellar tendonda taşındığı PTB soketlerde anterior duvar patellanın 1/3 distal kısmına kadar çıkmaktadır. Patellar tendon bölgesinde yer alan patellar seki vücut ağırlığının büyük bir bölümünü taşımaktadır. Medial ve lateral duvarlar femurun addüktör tüberkülü seviyesindedir ve her iki duvar güdüğe mediolateral yönde etki eden kuvvetleri kontrol etmektedir (5,9,10,11,12,13,14).

Soketin medial duvarında basıncı iyi tolere edebilen bir bölge olan medial tibial kondilin alt kısmından verilen baskı ile yükün bir kısmı bu bölgeden taşınmaktadır. Lateral duvarda fibula başına baskı gelmemesi açısından yatak bırakılmakta ve fibular shaftın stabilizasyonu sağlanarak mediolateral stabilite artırılmaktadır (12,13,15,16).

Posterior duvar patellar seki seviyesinde veya biraz yukarısına kadar uzanmakta ve bu bölgeden anteriora verilen baskı ile patellar tendonun patellar sekiye uyumu sağlanmaktadır. Diz fleksiyonunun rahatlıkla yapılabilmesi amacıyla iç ve dış hamstring tendonlarına yatak bırakılmaktadır (5,9,10,16,17).

Patellar tendonu patellar sekide tutabilmek amacıyla popliteal bölgeden öne doğru verilen baskının aşırı olması dolaşımı olumsuz yönde etkilemektedir. Dolaşımın engellenmesine bağlı olarak güdük ucunda ödem gelişebilmektedir. Soketin posterior duvarının normalden yüksek tutulduğu durumlarda da yürüyüş ve oturma pozisyonlarında rahatsızlık ortaya çıkmaktadır. Popliteal bölgeden verilen baskının yetersiz olması durumunda güdük soket içinde aşağı doğru düşmektedir. Bu durumda yükün önemli bir kısmı güdük ucuna bineceğinden, ampute ağrı hissetmekte ve zamanla güdük ucundaki yumuşak dokularda problemler ortaya çıkabilmektedir. PTB soketinin gerçek anlamda tam teması olmaması, distalinde boşluk kalması dolaşımı olumsuz yönde etkilemektedir (9,11,17).

Yumuşak dokuların yürüyüş sırasında bir miktar yer değiştirme özelliğinden dolayı hastalar PTB ve varyasyonlarında tibia distalinden rahatsızlık duymaktadır. Bunun nedeni ise sokette yüklerin eşit ve geniş bir alana dağıtılamamasıdır (5,9,11).

Kısa diz altı güdüklerinde yüzey alanının az olması, güdüğe daha fazla baskı gelmesi nedeniyle PTB soketler tercih edilmemektedir. Böyle bir durumda standart PTB soketinin kullanılması güdük ağrısı ile sonuçlanmaktadır. Güdüğün kısa olması ayrıca diz eklemine instabiliteye neden olmaktadır. PTB soketinin kendinden suspansiyonu olmadığı için ters Y bandı yada uyluk bandı gibi ilave suspansiyon aracına gereksinim vardır (3,5,9,12,18).

Kısa güdüklerde, stabilite ve proprioseptif duyuyu artırmak, basınç yaralarının oluşma riskini azaltmak ve suspansiyonu destekleyebilmek amacıyla PTB'nin varyasyonları olan PTS ve KBM tipi soketler tercih edilmektedir (5).

1.2.3. PTB Varyasyonları

Biomekanik prensipler yönünden başarılı ve temel öğeleri aynı olan patellar tendonda ağırlık taşıyıcı soketin varyasyonları; patellar tendonda ağırlık taşıyıcı suprapatellar-suprakondiler suspansiyonlu soket (PTS) ve patellar tendonda ağırlık taşıyıcı suprakondiler suspansiyonlu soket (KBM) dir. Bunları birbirinden ayıran temel faktör suspansiyon mekanizmalarıdır (5,10,12).

a-Patellar Tendonda Ağırlık Taşıyıcı Suprapatellar-Suprakondiler Suspansiyonlu Soket (PTS)

1964-1967 yılları arasında Fransa'da Fajal ve Amerika'da Nitschke ve Marchall tarafından geliştirilmiştir. Ön duvarı patellanın üzerine, medial ve lateral duvarları ise femur kondillerinin üzerine kadar çıkmaktadır. Suspansiyon soketin kendisinden, patellanın ve kondillerin üzerinden verilen baskı ile sağlanmaktadır. Mediolateral stabiliteyi artırması ve genu rekurvatumu kontrol edebilmesi yararlarındandır.

Anterior duvarın üst kenarı quadriceps tendonuna baskı uygulayarak dizin tam ekstansiyona gitmesini önlemektedir (4,5,9,11).

Hafif derecede mediolateral instabilitede, temas alanı geniş olduğundan kısa güdüklerde kullanılabilir. Femoral kondillerin üzerinden yeterli kavramanın sağlanamadağı obes amputelerde ve diz eklemde ligamentöz laksitenin varolduğu durumlarda PTS socketinin biomekanik etkisi azalmaktadır. Bu socketin mediolateral stabiliteyi artırması, dizin ekstansiyonunu kontrol etmesi avantajları iken; suspansiyon için verilen girintilerin tam yerine lokalize edilmesindeki güçlük, patellanın üzerine kadar çıkan ön duvarın patellanın yukarı hareketini engellemesi dezavantajlarıdır (3,5,10,16).

b-Patellar Tendonda Ağırılık Taşıyıcı Suprakondiler Suspansiyonlu Soket (KBM)

Kuhn tarafından 1966 yılında Almanya'da geliştirilmiş olan bu socket tipinde ağırılık yine patellar tendondan taşınmaktadır. Orjinal PTB'den farklı olarak mediolateral duvarlar femoral kondillerin üzerine kadar uzanmaktadır. Quadriceps barı ve diz ekstansiyon kontrolü yoktur. Suspansiyon femoral kondillerin üzerinden içeri doğru verilen girinti ile sağlanmaktadır. Kısa güdüklerde yan duvarlar normalden 1-2 cm yüksek tutulmakta ve mediolateral stabilite sağlanabilmektedir (4,5,14,16).

KBM'nin sağladığı suspansiyon PTS'e oranla daha azdır. Bu nedenle suspansiyonu artırmak için kama sistemide kullanılabilir (3,5,19).

KBM socketinde, medial duvarın yüksek oluşu nedeniyle medial proksimaldeki güdük-socket baskısı artmakta, dolayısıyla duruş fazında socketin mediale doğru eğilmesine karşı gelecek olan kuvvet artmış olmaktadır. Bu ise, lateral distalde güdük-socket baskısının azalmasına neden olmaktadır. Böylelikle kısa güdük olan bir ampute, destek yüzeyinin dar tutulmasına rağmen fazla rahatsızlık hissetmeden yürüyebilir (5,20).

KBM'de protezin giyilip çıkarma işleminin kolay olması, patellayı içine almadığı için yokuş inip çıkma gibi aktivitelerde hastanın rahat olması PTS'ye göre avantajlarıdır (3,5,20).

1.2.4. Total Temaslı Soketler (TSB)

Değişik patolojiler, uzunluk, şekil, kas yapısı, deri altı kas dokusu kalınlığı gibi nedenlerden dolayı diz altı amputasyonlarında güdük-soket uyumunda bazı sorunlar ortaya çıkabilmektedir. Diz altı amputelerde protez uygulamalarında; güdükte, yumuşak doku dağılımındaki asimetri, dokuların stabilizasyonunun sağlanamaması ve yüklerin dokuların toleransına göre dağıtılamaması en büyük problemlerdir. Bu problemlerin varlığı protez ayar, şekil ve ölçü teknikleri açısından yeni yöntemlerin gelişmesine ihtiyaç göstermiştir. PTB ve varyasyonlarında ağırlık özellikle patellar tendon ve bir miktarda tibianın medial kondilinin altından taşıtılmaktadır. Vücut ağırlığının bu sınırlı noktalardan taşıtılması, yumuşak dokularda gerilime neden olarak, güdüğün soket içinde hareket etmesine ve stabilizasyonun bozulmasına neden olmaktadır. Bu nedenle ölçü alınırken yumuşak dokunun instabilitesini göz önünde tutmak gerekmektedir (5,9,11,21).

PTB varyasyonu olan soketlerde suspansiyon için suprakondiler ve suprapatellar baskılar verilse bile, tam temas mümkün olmadığı için yumuşak dokuların yukarı-aşağı hareketi nedeniyle suspansiyon yeterince sağlanamaz ve piston hareketi oluşur. Suprapatellar ve suprakondiler baskılar dokulardaki gerilim rezistansını yenmekte tek başına yetersizdir. Genellikle yardımcı bir suspansiyon aracına gerek duyulabilmektedir (5,21).

PTB varyasyonlarında tibia distalini korumak için yatak bırakılmakta, bu durum soket ile güdük arasındaki tam teması bozarak yürüyüş sırasında güdük distalindeki yumuşak dokunun hareketliliğini artırmakta ve güdük distalinde dolaşımında bozabilmektedir (21).

PTB soketlerinde karşılaşılan problemler; son zamanlarda protez alanında tam temaslı soketleri popüler hale getirmiştir (22).

Tam temaslı soketler, yüklerin soket duvarlarına eşit olarak dağıtılmasını amaçlayan bir tasarımıdır. Bu tasarım doğrudan, güdükteki basınca hassas ve basınca toleranslı bölgelerin farklı olarak şekillendirilmesi ile ilişkilidir. Yumuşak dokuların yüklenme sırasında bir miktar yer değiştirme eğiliminde olması, total temas söz konusu olduğunda bütün yüzeylere eşit yük dağılımı sonucu, kemik dokulara daha fazla baskının gelmesine neden olmaktadır. Yük dağılımının dokuların tolerans düzeyine göre uygulanması, bu sorunun giderilmesinde temel faktördür. Güdük ve soket arasındaki temasın yeterince sağlanması güdük soket uyumunu ve suspansiyon yeterliliğini de artırmaktadır (3,5,10,22,23).

Yürüyüş aktivitesinde, PTB soketlerde tam temas söz konusu olmadığı için her topuk vuruşunda güdük soket içine düşme eğilimi göstermektedir. Soket üzerine tam ağırlık verildiğinde ise yumuşak dokunun yukarı doğru itildiği görülmektedir. Tam temaslı soketlerde güdük distalinde boşluk olmadığı ve güdüğe her yönden eşit baskı geldiği için yumuşak dokuların yukarı-aşağı hareketi engellenmektedir (5,9,22).

Diz altı protezinin hasta tarafından giyilmesi sırasında, yumuşak doku yukarıya doğru itildiğinden tibia distalinde gerilim stresi meydana gelmektedir. Hastanın ekstremitesine yük bindiğinde distaldeki gerilim stresi artarak rahatsızlık yaratmaktadır. Total temaslı soketlerde ise yumuşak doku soketin özelliğinden dolayı gerilim stresine maruz kalmamakta, kemik yüzeyler yumuşak doku ile desteklenmektedir (9,22,24).

Tam temaslı soketlerde, soketin güdüğü her yönü ile kavraması nedeniyle ağırlık daha geniş yüzeyden taşınabilmektedir. Güdük ile soket arasında piston hareketi olmadığı için vücut ağırlığı ve yer reaksiyonundan kaynaklanan stresler, güdükte her yönde eşit olarak dağıtılmakta, parçalama stresleri azalmaktadır. Piston hareketi engellendiğinde ayrıca yük transferinde hidrostatik prensipte işlerlik kazanmaktadır. Güdük ile soket arasında tam temas sağlandığı için hidrostatik prensibe göre piston hareketi azalmakta ve güdüğe etki eden streslerin dokularca daha yeterli absorpsiyonu sağlanmaktadır (22,23,24,25,26,27).

TSB soketlerde amputeler; tam temastan dolayı proprioseptif uyarıları daha iyi alabilmekte ve gerçek tam temastan kaynaklanan artmış stabilite hissi ile kendilerini güvende hissetmektedirler. Hastanın buna bağlı olarak dengesi de artmakta ve aktiviteler esnasında enerji tüketimi azalmaktadır (22,26,28).

Total temaslı soketler, diz altında genel olarak suspansiyon sorununu azaltmakta ve sürtünme nedenli cilt problemlerine engel olmaktadır. Suspansiyonun yetersiz olmasının yarattığı sorunlar; deriye, eklemlere ve iskelete daha fazla streslerin etki etmesi ve proprioseptif duyunun azalmasına bağlı olarak hastanın protezini kontrol etmesinde yetersiz kalmasıdır (24).

TSB soketinin dezavantajı hasta seçimi ve yapımının zor olmasıdır. Güdük volümü stabil olan ve güdükte yeterli yumuşak dokunun bulunduğu amputeler bu uygulama için ideal olmaktadır. TSB soketlerin hasta ve klinik problemler açısından bir takım kontraendikasyonları bulunmaktadır. Güdükteki iyileşmemiş skar ve ülserasyonlarda, güdük ve soket hijyenine dikkat etmeyen amputelerde ve protez rehabilitasyonuna uyum yapamayan amputelerde uygulanması kontraendike olmaktadır (24,26).

Bu alandaki limitli çalışmaların ışığında, çalışmacıların fikir birliği ettiği konu; TSB soketlerinin daha çok suspansiyonda önemli sorunu olan bu nedenle cilt yaralanması olan hastalarda kullanılmasıdır. Fizyoterapist ve teknikerin yeterli biomekanik ve protez bilgisi, bu konudaki yeteneği ve elindeki mevcut teknoloji TSB soket yapımında gözardı edilmemesi gereken faktörlerdir (22,23,24,25,26,28,29).

1.3. DİZ ALTI AMPUTELERDE FONKSİYONEL DÜZEYİ ETKİLEYEN FAKTÖRLER

Amputasyon seviyesi, nedeni, kayıp ekstremite sayısı, yaş, cinsiyet, fiziksel uygunluk düzeyi, motivasyon ve amputenin protezi kullanma isteği fonksiyonel kapasite düzeyini etkilemektedir (30).

Fonksiyonel kapasitedeki azalma amputeye ve proteze ait faktörler eşliğinde ele alınmalıdır. Amputeye ait faktörlerden en önemlisi amputasyon seviyesidir. Amputasyon seviyesi yükseldikçe, amputeler ambulasyon sırasında daha çok enerji tüketmekte ve fonksiyonel kapasiteleri düşmektedir. Distal amputasyonlar ve özellikle yükün güdük ucundan taşındığı seviyelerde denge ve protez kontrolünün artması ile birlikte fonksiyonel kapasitede normal sınırlara yakın olabilmektedir (1,30,31,32).

Vücut ağırlığını taşıyan bölge yere ne kadar yakın ise, denge ve yürüyüş de o kadar normale yakın olarak gerçekleşmektedir. Diz ekleminin korunması enerji tüketimi ve rehabilitasyon açısından çok önemlidir. Bu etkenlerden dolayı diz altı amputasyonları denge, stabilite ve enerji tüketimi açısından daha üst seviye amputasyonlarına göre avantajlı olmaktadır (1,31).

Fonksiyonel kapasiteyi sınırlandıran diğer önemli bir faktör amputasyon nedenidir. Araştırmalar vasküler ve diyabetik amputelerin aynı yaştaki travmatik amputelere göre aynı aktiviteyi daha uzun sürede ve daha fazla enerji tüketerek gerçekleştirdiklerini göstermektedir. Kanseri nedeniyle yapılan amputasyonlardan sonra ise, kemoterapinin vücuttaki olumsuz etkileri fonksiyonel kapasiteyi azaltan önemli bir faktördür. Fonksiyonel kapasitedeki azalma, yürüyüşün oldukça yavaşlatılması ile kompanse edilmektedir (1,2,31).

Fonksiyonel kapasiteyi olumsuz etkileyen diğer nedenler ise ileri yaş, aşırı kilo, psikososyal faktörler, nöroma, skar dokular, ağrı, motivasyon eksikliği, koruyucu ve proprioseptif duyulardaki bozukluklar, kas kuvveti-genel fleksibilite, aerobik kapasite ve kardiovasküler yeterliliğin azalmasıdır (1,2,31,32).

Proteze ait faktörler ise, protezin limitli fleksibilitesi, güdük soket uyumunun iyi olmaması, protezde ayar bozukluğu, protez komponentlerinin uygun seçilmemiş olması ve protezin ağır olmasıdır (1,3,5).

Alt ekstremite amputelerinde fonksiyonel kapasitedeki azalmanın kompensasyonu aşağıdaki faktörler ile sağlanabilmektedir.

- Mümkünse anatomik diz eklemi korunmalı,
- Güdük boyu mümkün olabildiği kadar uzun tutulmalı,
- Protez hafif ve dayanıklı olmalı,
- Protez amputenin gereksinimleri ve mesleğine göre tasarlanmalı,
- Protezin suspansiyonu yeterli olmalı,
- Protez hareketliliği kısıtlamamalı,
- İstenmeyen aşırı hareketler kontrol edilmeli,
- Amputenin fiziksel uygunluk düzeyi artırılmalı,
- Yürüyüş bozuklukları giderilmeli veya azaltılmalı,
- Rekreatif aktiviteler ve spora yönlendirme ile aerobik kapasite artırılmalıdır (1).

Amputenin genç, aktif olması fonksiyonel yürümenin sağlanması, fiziksel uygunluğun artırılması, günlük yaşam aktiviteleri, ev-okul ve sosyal çevrede maksimal bağımsızlığın sağlanması, spor ve rekreatif aktiviteler ile sosyal çevrede adaptasyon sağlanması açısından çok önemlidir (1,31).

Vasküler ve diabetik amputelerde rehabilitasyon travmatik amputelere göre zordur ve farklı yaklaşımları gerektirmektedir. Protez eğitimi sırasında güdükte ve sağlam tarafta oluşabilen dolaşım, ağrı ve güdük hacmindeki instabilite proteze adaptasyonun uzun bir sürede gerçekleşmesine yol açmaktadır. Travmatik amputelerde bu süre daha kısa olmaktadır (1,2,31).

Geriatrik amputelerde genç amputelere göre egzersiz toleransı düşüktür, öğrenme güçlüğü ve motivasyon eksikliğinin yanı sıra amputasyona eşlik eden kronik hastalıklar, görme, işitme ve denge problemleri nedeniyle tamamen bağımsızlığa ulaşılması zordur (1,31).

Çalışmalar, diz altı amputelerin günlük yaşam aktiviteleri ve yürüyüş sırasında diz üstü amputelere göre daha az enerji tükettiklerini göstermektedir. Genç diz altı amputelerde, sağlıklı kişilere göre normal yürüyüşte, % 20'den daha fazla enerji harcaması olmaktadır. Travmatik diz altı amputelerinde normalden % 5-10 arasında yavaş yürüdükleri belirlenmiştir. Amputelerin spor ve rekreasyonel aktivitelere yönlendirilmesi fonksiyonel düzeyi geliştirmekte ve ayrıca amputeyi psikolojik yönden de desteklemektedir (31,32,33).

1.4.DİZ ALTI AMPUTELERDE FİZYOTERAPİ-REHA-BİLİTASYON

Amputasyon kararı ile başlayarak amputenin protez ile maksimum bağımsızlığının sağlanıp, yeniden sosyal hayatına, topluma ve mesleğine döndürülmesi işlemlerinin tümü rehabilitasyon sürecini oluşturmaktadır. Amputasyonlardan sonra uygulanan protezlerin ampute tarafından fonksiyonel olarak kullanılabilmesini etkileyen en önemli faktör fizyoterapi-rehabilitasyon yaklaşımlarıdır (30).

Ampute rehabilitasyonunun başarılı olması bazı faktörlere bağlıdır:

- Uygun cerrahi girişimin yapılmış olması,
- Rehabilitasyon işleminin mümkünse preoperatif dönemde başlatılması, postoperatif, preprostetik ve prostetik dönemlerde amputenin gereksinimlerine göre planlanması,
- Amputenin kooperasyonu ve motivasyonunun sağlanması,
- Kayıp fonksiyonu yeterince üstlenebilecek teknik özelliklere sahip, estetik ve güdük ile tam uyum sağlayan bir protezin yapılabilmesi,

- Tıbbi rehabilitasyonu takiben sosyal ve mesleki rehabilitasyon ile amputenin en kısa sürede sosyal yaşamına ve işine geri döndürülmesidir (2,30,34,35,36).

Cerrahi, çok yönlü fizyoterapi ve protez uygulamalarının önem taşıdığı rehabilitasyon sürecinde, alt ekstremitte amputelerinde rehabilitasyonun hedefleri, amputasyon seviyesi-nedeni, ampute edilen ekstremitte sayısı ve yaş gibi faktörlere göre farklılıklar göstermektedir (6,37).

Genel olarak alt ekstremitte amputelerinde rehabilitasyonun hedefleri;

- Amputeyi psikolojik, fiziksel ve fonksiyonel açılardan proteze hazırlamak,

- Gündük ile iyi uyum yapan bir protezle öncelikle yürüme fonksiyonunu kazandırmak,

- Amputeye günlük yaşamda mümkün olan maksimal bağımsızlığı sağlamak,

- Ev içi düzenlemeler ile evinde fonksiyonel olabilmesini sağlamak,

- Rekreatif aktivitelere katılımını destekleyerek sosyal çevreye adapte edebilmek ve yaşam kalitesini artırmaktır (1,37).

Preoperatif dönemde; rehabilitasyonun amacı amputeyi fiziksel ve mental olarak amputasyona hazırlamaktır. Diz altı amputelerde bu dönemde detaylı bir değerlendirmeyi takiben genel fiziksel uygunluk artırılmaya çalışılmalıdır. Preoperatif dönem; üst ekstremiteler, gövde kasları, sağlam ekstremitte ve gündük kaslarının kuvvetlendirilmesi, gevşeme eğitimi, hastaya postoperatif dönem hakkında bilgi verme işlemlerini kapsamaktadır (2,30,36).

Bu yaklaşımlar ile kuvvet, koordinasyon ve endurans artırılıp, vücut düzgünlüğü korunmakta, ampute emosyonel olarak amputasyona hazırlanmaktadır (30).

Postoperatif dönemde; kontraktür oluşumunu önlemek, dolaşıma yardımcı olarak ödemi engellemek, güdüğün şekillenmesini sağlamak, atrofileri önlemek, agonist-antagonist kas kuvvet dengesini sağlamak, amputenin performansını artırmak, koordinasyon ve dengeyi geliştirmek, endurans ve motivasyonu artırmak ve koltuk değnekleri ile ambulasyon amaçlanmaktadır. Postoperatif dönemdeki tedavi yaklaşımları;

* Pozisyon,

* Egzersiz eğitimi, yatak içi mobilite ve transfer aktivitelerinin öğretilmesi,

* Solunum egzersizleri,

* Koltuk değneği ile ambulasyon eğitimi,

* Bandaj uygulamasını kapsamaktadır (1,2,30,33,36).

Postoperatif dönemde, diz altı amputelerde 48 saat içinde güdüğe izometrik egzersiz ve aktif eklem hareketleri verilebilmektedir. Diz altı amputelerde üst ekstremitelerin kuvvetlendirilmesi özellikle koltuk değneği kullanımı için gereklidir. Amputenin protez ile ambulasyona geçene kadar bağımsız yürüyebilmesi için koltuk değneklerinden yararlanılmaktadır. 3 nokta yürüme, merdiven inme-çıkma aktiviteleri öğretilmektedir (30,36).

Preprostetik dönem; amputenin hastaneden çıkmasından protez yapımına kadar geçen süreyi kapsamaktadır. Bu süre ampute ve rehabilitasyon ekibi açısından çok önemlidir. Çünkü güdük şekillenmesi ve ödem kontrolü için gereken zaman dilimi 3-6 ay bazen de 9 ay gibi bir süreyi gerektirebilmektedir. Ampute inaktif kalabilmekte, bozuk postüral alışkanlıklar edinebilmektedir. Bu süre geçici veya erken protez uygulamaları ile kısaltılabilmektedir (2,6,36). Bu dönemde; amputenin protez uygulamasına hazır duruma gelebilmesi amacıyla ayrıntılı bir

değerlendirmeyi takiben pozisyon, bandaj, güdük bakım ve hijyeni, egzersiz programı ve ambulasyon aktivitelerinden oluşan bir ev programı düzenlenmeli, ampute belirli aralıklarla takip edilerek protez için en uygun zaman saptanmalıdır (2,6,30,36,37,38,39).

Prostetik dönem; amputenin protezinin yapımı ile başlayan ve fonksiyonel protez kullanmayı tam olarak öğrenene kadar geçen süredir. Prostetik dönemde; ampute yeniden değerlendirilmeli, protez yapımı ile birarada sürdürülen yürüme öncesi eğitim ve takiben protez eğitimine alınmalıdır. Bu dönemde daha önceden verilen program ve dinamik egzersizlere devam edilmesi yürüyüş sırasında protez kontrolü ve dengeyi artırmak açısından önem taşımaktadır (2,30,38).

Protez eğitiminde, protezi giyip-çıkarma, paralel bar içinde serbest yürüyüş, denge ve ağırlık taşıma egzersizleri, öne-yana-arkaya yürüme, sandalyeye oturup-kalkma, engel aşma gibi aktiviteler ele alınarak, sonraki aşamada bar dışında değişik zeminlerde yürüme, merdiven ve yokuş inip-çıkma gibi ambulasyon aktiviteleri eğitimi verilmektedir. Ampute günlük yaşamını bağımsız olarak sürdürebilecek duruma ulaştığında, protezin bitiş işlemleri tamamlanarak protez eğitimi sonlandırılmaktadır (2,30,34,36,38).

Amputasyondan sonra vücut ağırlığındaki kayıp, vücudun gravite merkezinin lokalizasyonunu değiştirmektedir. Protezsiz durumda, yürüyüşün duruş fazında tek ekstremitte üzerinde dengenin sağlanabilmesi yürüme yardımcıları ve sağlam ayak ile gerçekleştirilen sıçrama hareketi ile mümkün olabilmektedir. Ampute tek ekstremitesi üzerinde kendini güvende hissetmeye başladıkça, gravite merkezini sağlam ve protezli taraf üzerine reoryante etmekte zorlanmaya başlamaktadır. Amputeler bu nedenle erken dönemde gravite merkezini ve tüm vücut ağırlığını protez üzerine aktarabilmeyi öğrenmelidir. Ancak bu yolla ampute her iki ekstremitesi üzerine eşit yük verebilmekte ve ambulasyonu güvenli olarak sürdürebilmektedir (40).

Vücudun gravite merkezi sacral ikinci vertebranın 1-2 cm önünde yer almaktadır. Değişik proprioseptif ve görsel feedback yöntemleri, amputelerin gravite merkezini destek yüzeyi üzerine düşürebilme

yeteneğini geliştirmektedir. Ampute, gravite merkezini her iki tarafa olduğu gibi, öne ve arkaya da aktarmasını öğrenmek zorundadır. Bu egzersizler ile gravite merkezinin destek yüzeyinde yer değiştirebilmesi, doğrudan ağırlık taşıma kapasitesini artırarak ambulasyon sırasında ağırlığın transferini kolaylaştıracaktır (41,42,43,44).

Protezli ekstremitede ağırlık taşıma ampute için protez eğitiminin en zor bölümünü oluşturmaktadır. Protezli tarafta ağırlık taşıma ve denge yeteneğinin kazanılmadığı durumlarda aşağıdaki yürüyüş bozuklukları gelişebilmektedir.

1. Protezli tarafta duruş fazının süresi azalır,
2. Sağlam taraf adım uzunluğu kısalır,
3. Destek yüzeyi artar (36,45,46).

Kuvvet, denge ve koordinasyon protezli ekstremitte üzerinde duruşu etkileyen en önemli faktörlerdir. Bununla beraber korku, ağrı ve kooperasyon eksikliği protezli ekstremitte üzerine ağırlık aktarmayı güçleştirmektedir. Protezli ekstremitte üzerine yeterli ağırlık aktarma ve dengenin kazanılması ambulasyon öncesinde ve sırasında fasilite edilerek sağlam tarafın öne alınması üzerinde yoğunlaşılması, yürüme sırasında karşılaşılabilecek güçlükleri ortadan kaldırabilmek açısından önem taşımaktadır. Basamak egzersizi bu beceriyi amputeye kazandırmak için sıklıkla uygulanabilen bir egzersizdir. Ampute paralel barda sağlam tarafı 10-20 cm boyutlarındaki bir basamağın önünde olacak şekilde ayakta durarak bu egzersizi yapabilmekte ve basamağın yüksekliği amputenin becerisine göre ayarlanabilmektedir. Amputenin sağlam tarafı öne alabilme yeteneği, protezli tarafın duruş fazında yeterince kontrol edilebilmesi ile ilişkilidir. Amputenin protezli ekstremitte üzerinde yeterli dengeyi kazanabilmesi, üç faktöre bağlıdır.

1. Protez üzerindeki dengenin sürdürülmesi için amputasyondan sonra geriye kalan ekstremitte kaslarını aktive edebilmeli,

2. Protezi kontrol edebilmek için güdük ve soket arasındaki temas ile proprioseptif duyuyu yeterince algılayabilmeli,

3. Ampute, protez ayak ve zemin ilişkisini görsel olarak algılamalıdır (2,42,45,46).

Başlangıçta amputeler bu becerilerde zorlanmakta, fakat eğitim ile deneyim kazanarak protezin kontrolünü başarı ile yapabilir duruma gelmektedir. Amputenin yürüme fonksiyonunun normale yakın gerçekleştirilmesi amacıyla son yıllarda geliştirilen yeni soket tasarımları oldukça başarılı sonuçlar vermektedir.

Yürüyüşün ağırlık dağılımı açısından simetrik olabilmesinde kol salınımları ve gövde rotasyonu önemli rol oynamaktadır. Normal yürüyüşte gövde ve üst ekstremiteler, pelvis ve alt ekstremitelerin ters tarafına doğru rotasyon yapmaktadır. Amputeler, özellikle ampute tarafta gövde rotasyonu ve kol salınımlarında yetersizlik göstermektedir (2,43,44,46,47).

Yürüyüşün hızlanması ile kol salınımları artar, öne doğru artan momentuma bağlı olarak daha normal bir yürüyüş ortaya çıkar. Amputelerde gövde rotasyonu ve kol salınımları proprioseptif nöromusküler fasilitasyon (PNF) teknikleri kullanılarak artırılabilir.

BİREYLER VE YÖNTEM

2.1. Bireyler

Unilateral diz altı amputasyonlarından sonra hastalara uygulanan Patellar Tendonda Ağırılık Taşıyıcı Soketler (PTB) ile Total Temaslı Soketlerin (TSB) güdük-soket uyumu ve rehabilitasyona etkilerinin araştırılması amacı ile yapılan çalışmamız, Hacettepe Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu Protez ve Biomekanik Ünitesinde sürdürülmüştür.

Çalışmaya daha önce protez kullanmamış, amputasyon dışında herhangi bir sistemik hastalığı olmayan 20 unilateral diz altı ampute alınmıştır. Protezlerde soft soketli modüler sistem ve dinamik ayak (1D10) kullanılmıştır.

Çalışmaya güdük boyu, şekli ve ödem açısından her iki soket uygulamasına engel teşkil etmeyen hastalar alınmıştır. Benzer şekilde, homojenlik sağlanabilmesi için yürüyüşü ve diğer aktiviteleri etkilemeyecek şekilde en az "dört" kas kuvveti değerine sahip olan kas kısalığı, eklem hareket kısıtlılığı ve güdükte fantom ağrısı bulunmayan olgular dahil edilmiştir.

2.2. Yöntem

Çalışmaya alınan olgulara protez öncesi devrede aşağıdaki değerlendirmeler yapılmıştır.

-Hikaye : Olguların yaş, cins, vücut ağırlığı, boy gibi fiziksel özelliklerinin yanısıra medeni halleri, eğitim düzeyleri, mesleki durumları, amputasyon tarihi, fantom hissi ve ağrısının olup olmadığı kaydedilmiştir.

-Antropometrik Ölçümler :

***Güçük Çevre Ölçümleri :** Sağlam ve ampute taraflarda medial tibial plato kriter alınarak 3 cm. aralıklarla çevre ölçümü yapılmış güdükte ödem veya atrofi olup olmadığı değerlendirilmiştir (48). Ödem yada atrofi gözlenen olgular çalışmaya alınmamıştır.

***Güçük Boyu :** Medial tibial plato kriter alınarak kemik ve yumuşak doku ucuna olan mesafeler ölçülerek kaydedilmiştir (3,7,36).

-Normal Eklem Hareketleri ve Goniometrik Ölçümler : Çalışmaya alınan olguların sağlam ve ampute taraf alt ekstremitte normal eklem hareketleri değerlendirilmiştir (48). Limitasyon tespit edilen olgular çalışmaya alınmamıştır.

-Kas Kısıklıkları ve Kas Kuvvetinin Değerlendirilmesi : Olgulara alt ekstremitte kas kısalık testlerinin yanısıra Dr. Lovett'in manuel kas testi uygulanarak gövde, alt ekstremitte ve koltuk değneği kullanımında önemli olan kasların kuvvetleri belirlenmiştir (48). Değerlendirme sonucunda kas kuvveti en az "dört" olan olgular çalışmaya alınmıştır.

-Fonksiyonel Düzeyin Değerlendirilmesi : Olguların protez öncesi devrede tekerlekli sandalye veya koltuk değneği kullanımına yönelik fonksiyonel değerlendirmeleri yapılmıştır (31,36,47).

Değerlendirmeleri takiben olguların protez yapımı ve rehabilitasyonları birarada sürdürülmüştür.

Protez yapımında; aşağıdaki işlemler yapılmıştır.

-Ölçü İşlemi : PTB soketlerinde, olgu oturma pozisyonunda iken, güdüğe 30° fleksiyon pozisyonu verilerek, güdük üzerine ağırlık verilmeden ölçü alınmıştır. TSB tipi soketin ölçü alımında ise Otto-Bock firmasına ait 743A11 ölçü cihazı kullanılarak, statik ayar pozisyonunda üzerine ağırlık verilerek ölçü alınmıştır (3,7,49,50,51).

-Soket Hacimlerinin Değerlendirilmesi : Ölçülerde meydana gelebilecek değişiklikleri değerlendirebilmek amacıyla; soketler tibial plato seviyesine kadar su ile doldurulmuş ve daha sonra ölçüm kabına boşaltılarak, hacimler cm^3 cinsinden bulunmuştur (52).

-Güçük-Soket Uyum Kontrolü : Soket deneme aşamasında her iki ekstremitenin boyca eşitliği sağlandıktan sonra hastadan rahat ettiği pozisyonda sokete ağırlık vermesi istenmiştir. Güçük-soket uyumunda; yük taşınması gereken bölgelerde yükün taşınıp taşınmadığı, tendonlar ve kemik çıkıntılar üzerine baskı gelip gelmediği gözlenmiş, güdüğün distal kısmı renk değişikliği açısından değerlendirilmiş ve olguların sokete yönelik şikayetleri dikkate alınmıştır. Bu dönemde olgulara ayrıca yürüyüşe hazırlık egzersizleri verilmiştir (3,5).

-Yürüyüşe Hazırlık Egzersizleri : İlk değerlendirmeyi takiben amputelerin yürüyüş ve diğer dinamik aktivitelere adaptasyonunu sağlamak amacı ile dinamik, izotonik ve izometrik egzersizlerden oluşan bir egzersiz programı uygulanmıştır. Bu program kapsamında:

1. Anterior pelvik tilt ile güçük ekstansiyonu,
2. Ampute tarafa yan yatış pozisyonunda pelvik elevasyon ile güçük abduksiyonu,
3. Sağlam tarafa yan yatış pozisyonunda pelvik tilt ile internal rotasyonda güçük adduksiyonu,
4. Ampute tarafa yan yatarken güçük adduksiyonu,
5. Sırt üstü pozisyonda güçük adduksiyonu,
6. Sırt üstü pozisyonda pelvik elevasyon,
7. Sırt üstü pozisyonda quadriceps femoris kasına izometrik egzersiz,
8. Karın ve sırt kaslarına izotonik kuvvetlendirme egzersizleri,

9.Ayakta destekli duruş pozisyonunda pelvik elevasyon (2,36,38).

-Paralel Bar Eğitimi : Güdük-soket uyumu sağlandıktan sonra soketlerin alt bağlantıları yapılmış ve olgular protezleri ile paralel bar eğitimine alınmışlardır. Paralel bar eğitiminde aşağıdaki aktiviteler üzerinde yoğunlaşılmıştır.

- 1.Statik ve dinamik denge,
- 2.Sağlam taraf ile öne, yana ve arkaya adım alma,
- 3.Protezli taraf ile öne, yana ve arkaya adım alma,
- 4.Sağlam taraf ile yana yürüme,
- 5.Protezli taraf ile yana yürüme,
- 6.Basamak egzersizleri,
- 7.Protezli taraf ile sağlam ekstremitesini aprazlama,
- 8.Sağlam taraf ile protezli tarafı çaprazlama,
- 9.ne, arkaya ve yana yürüme (2,36,37,38).

-Suspansiyon Yeterliliğinin Değerlendirilmesi : Protezlerde suspansiyonun yeterliliğini değerlendirebilmek amacı ile, ayakta dik duruş pozisyonunda ve sallanma fazının başlangıcında soketin anterior proksimal sınırı güdük çorabı üzerinde işaretlenmiş, ayakta duruş ve sallanma fazı arasındaki fark cm cinsinden kaydedilmiştir (14,18,28).

-Fonksiyonel Değerlendirme : Paralel bar içinde serbest yürümeyi başaran olgular, paralel bar dışında ambulasyon aktiviteleri eğitimine alınmıştır. Amputeler ambulasyon aktiviteleri yönünden her iki tip soket için ayrı ayrı değerlendirilmişlerdir. Ambulasyon aktiviteleri olarak;

- 15 basamak merdiven çıkma ve inme,
- 15 cm yüksekliğinde engel aşma,
- Sandalyeye oturup-kalkma,
- 22.5 metrelik ve % 6 eğimi olan yokuşu inme-çıkma,
- Yerdeki objeyi (anahtar) alma,
- Protezi giyme ve çıkarma aktiviteleri seçilmiştir (2,36,38,47).

Bu aktiviteleri yapma süreleri kronometre ile saniye cinsinden kaydedilmiştir.

Amputeler önce PTB soket daha sonra ise TSB soket ile 10'ar günlük rehabilitasyon programını takiben aşağıdaki aktiviteler yönünden değerlendirilmiştir.

-Ağırlık Taşıma : Olgularda vücut ağırlığının ne kadarının protezli taraf ekstremitede taşındığının belirlenebilmesi amacıyla Gruendel tarafından geliştirilen yöntemden yararlanılmıştır (53).

Amputeler yan yana konulmuş iki banyo terazisi üzerinde göz hizasındaki bir cisme 3 dk. süre ile bakacak şekilde ayakta durdurulmuş ve bu sırada skala üzerinde ampute tarafın minimal ve maksimal ağırlık taşıma miktarları kaydedilmiştir. Maksimal ve minimal değerler toplanıp, ikiye bölünerek ampute tarafın ortalama ağırlık taşıma (M_1) miktarı bulunmuştur.

Ampute ekstremitede taşınan total vücut ağırlığı yüzdesi; $M_1 / TBW \times 100$ formülüyle hesaplanmıştır. Bu ölçüm her iki soket tipi için ayrı ayrı yapılmıştır (TBW= Total vücut ağırlığı) (53,54).

-Yürüyüş Değerlendirmesi : Olguların yürüyüşleri gözlemle analiz ve ayak izi yöntemi kullanılarak her iki soket tipiyle ayrı ayrı değerlendirilmiştir. Gözlemle analiz kapsamında;

*** Topuk vuruşu ile orta duruş fazı arasında :**

- Aşırı diz fleksiyonu
- Yetersiz diz fleksiyonu
- Topuk vuruşunda ayağın rotasyonu

*** Orta duruş fazında :**

- Lateral itme
- Gövdenin lateral fleksiyonu

*** Orta duruş fazı ile parmak kalkışı arasında :**

- Erken diz fleksiyonu
- Gecikmiş diz fleksiyonu

*** Sallanma fazında :**

- Medial itme

-Lateral itme'nin olup olmadığı değerlendirilmiştir (2,36,38,42,46,55).

Ayak izi yönteminde ise, yürüyüşün zaman-mesafe karakteristikleri ölçülmüştür. Olgular kendi seçtikleri rahat bir hızda, 12 metrelik pudralı bir yürüme yüzeyinde yürütülmüşlerdir. Sabit bir yürüme hızının elde edilebilmesi açısından ortadaki 7 metrelik mesafe kriter alınmıştır (43,55,56).

Birbirini izleyen üç sağ ve üç sol ayak izi değerlendirmeye alınmıştır. Toplam altı ayak izinden dört çift adım uzunluğu, iki sağlam taraf adım uzunluğu, iki ampute taraf adım uzunluğu ölçülmüş ve

ortalamaları alınmıştır. Çift adım uzunluğu aynı alt ekstremitenin birbirini izleyen iki topuk vuruşu arasındaki mesafe olarak ölçülmüştür (43,44).

Her iki alt ekstremitenin adım uzunlukları ölçümünde, ampute taraf ayak izi ile sağlam taraf ayak izi arasındaki mesafe sağlam taraf adım uzunluğu; sağlam taraf ayak izi ile ampute taraf ayak izi arasındaki mesafe ise ampute taraf adım uzunluğu olarak alınmıştır (43,44,56).

Her iki ayak izinin topuk orta noktaları arasındaki mesafe, ayakların ilerleme hattı üzerinde ölçülmüş ve adım genişliği olarak alınmıştır. Yürüme ahengi (Cadence), dakikada atılan adım sayısı olarak değerlendirilmiş, yürüme hızı (Velocity) ise çift adım uzunluğu x cadence / 120 formülü ile cm / sn cinsinden hesaplanmıştır (44).

Araştırmada ayrıca çift adım uzunluğunun ve adım uzunluklarının alt ekstremitte uzunluklarına olan oranları hesaplanmıştır. Alt ekstremitte uzunluğu ayakta dik duruş pozisyonunda, trokanter majörden yere olan mesafe olarak ölçülmüştür (43,44).

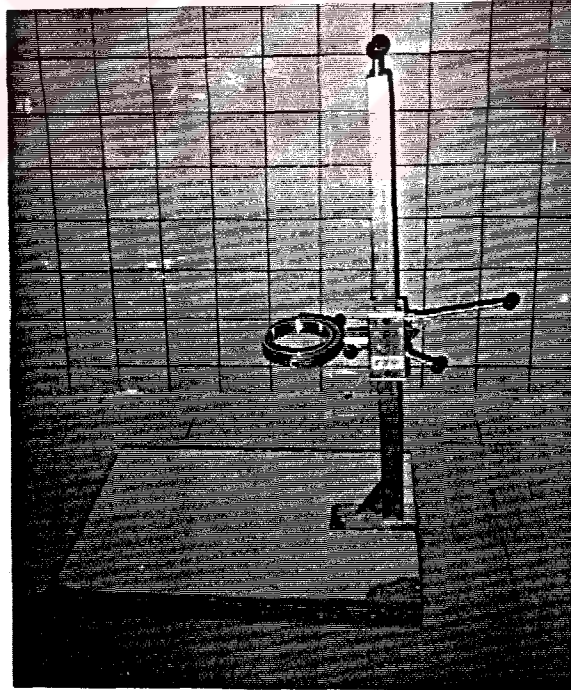
-Dengenin Değerlendirilmesi : Olgularda denge, ampute taraf üzerinde 30 saniye boyunca gözler açık ve takiben gözler kapalı iken değerlendirilmiş, gövde ve kol salınımı ile denge düzeltilmeye çalışıldığında veya alt ekstremitede kompensatuar hareket gözlemlendiğinde test sonlandırılmış ve saniye olarak kaydedilmiştir.

-Protez Ağırlığı : Protezin bitiş işlemi tamamlandıktan sonra protezlerin ağırlığı terazi ile ölçülerek, gram cinsinden kaydedilmiştir.

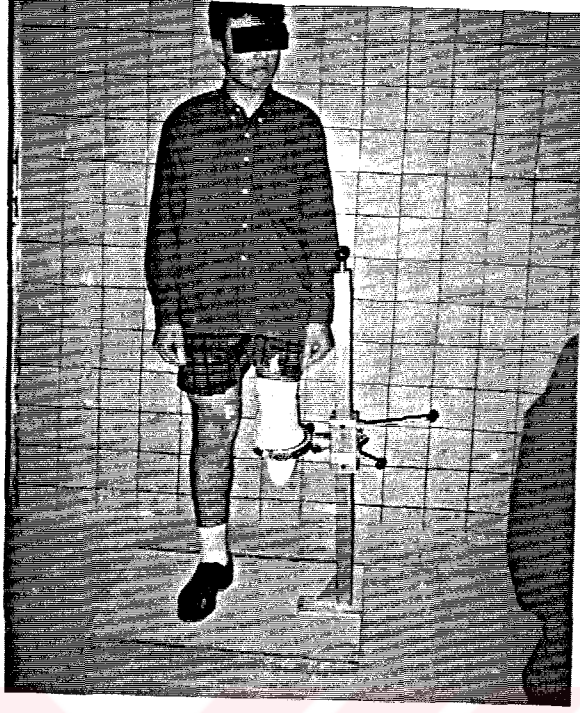
- İstatistiksel Analiz : Verilerin istatistiksel analizinde, parametrik testlerden olan "İki Eş Arasındaki Farkın Önemlilik Testi" kullanılmıştır. Elde edilen verilerin birbiri ile olan ilişkilerinin incelenmesinde "Pearson Korelasyon Analizi" uygulanmıştır. İstatistikler, "SPSS for Windows" programında analiz edilmiş, tüm sonuçlarda p değeri 0.05 seçilmiştir (57,58).



Şekil 2.1.PTB Sokette Ölçü İşlemi



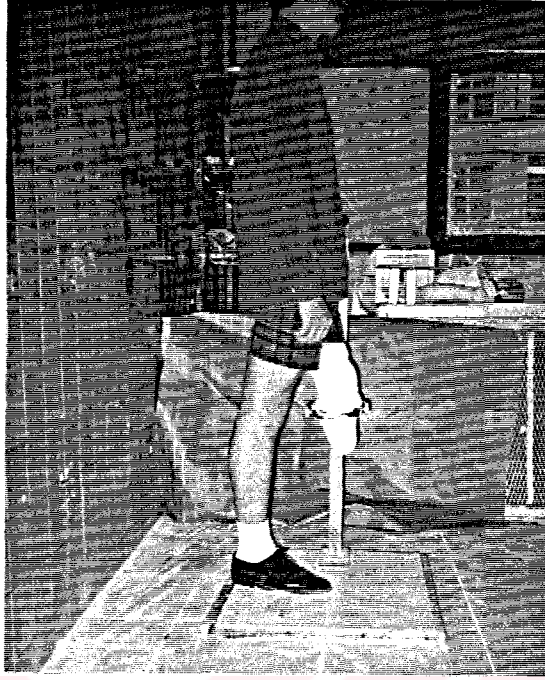
Şekil 2.2. 743 A11 Ölçü Cihazı



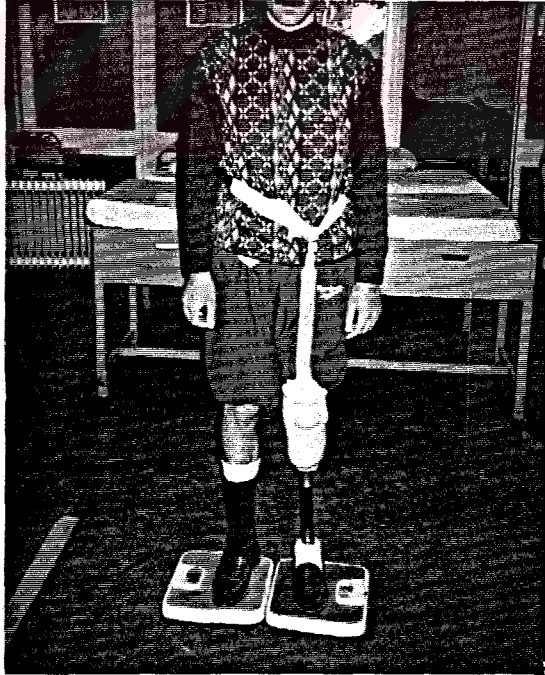
Şekil 2.3. 743 A11 Ölçü Cihazı ile Ölçü Alımı



Şekil 2.4. Ölçü Cihazı İçinde Öne Adım Alma



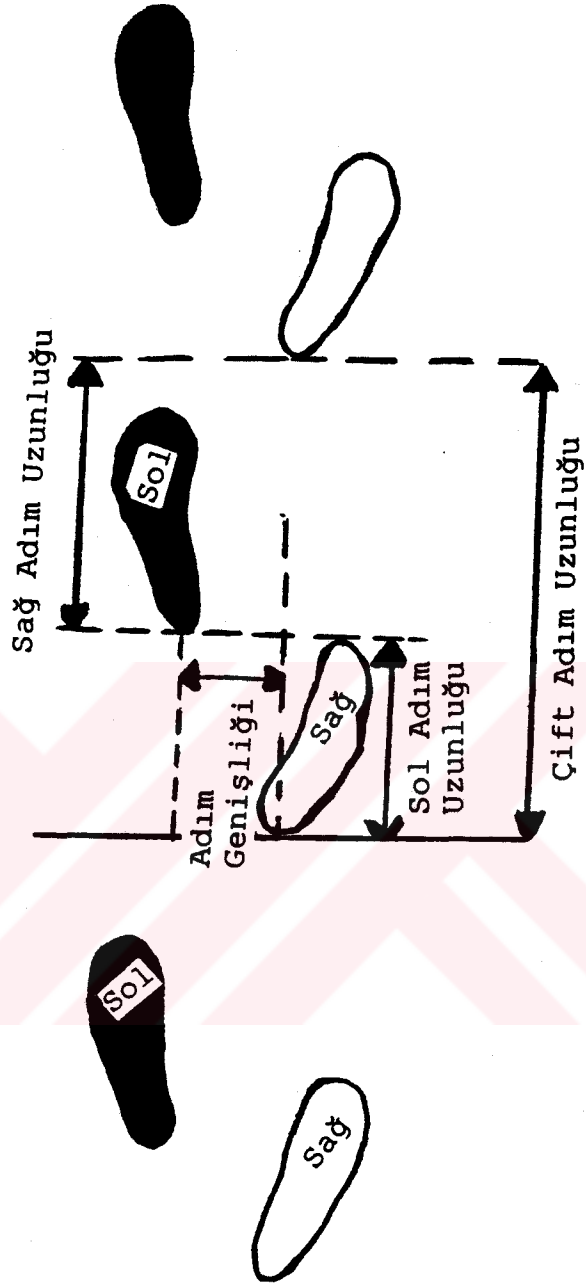
Şekil 2.5 Ölçü Cihazı İçinde Arkaya Adım Alma



Şekil 2.6. Ağırlık Taşıma Yüzdesinin Ölçülmesi



Şekil 2.7. Ayak-İzi Yöntemi ile Zaman-Mesafe Karakteristiklerinin Ölçülmesi



Sol = Ampute Taraf

Sağ = Sağlam Taraf

Şekil 2.8. Ayak-İzi Yöntemi ile Zaman-Mesafe Karakteristiklerinin Şeması

BULGULAR

3.1. Bireye Ait Bulgular

Diz altı amputasyonlarından sonra kullanılan patellar tendonda ağırlık taşıyıcı soketler ile total temaslı soketlerin güdük-soket uyumu ve rehabilitasyona etkilerinin karşılaştırıldığı çalışma 20 unilateral diz altı ampute üzerinde yapılmıştır.

Tüm olgular PTB soketli protez ve TSB soketli protez ile değerlendirilmeye alınmıştır. Olguların 7'si (%35) kadın, 13'ü (%65) erkektir. Olguların yaş ortalaması 27.85 ± 7.01 yıl, boy ortalaması 169.50 ± 8.92 cm, vücut ağırlığı ortalaması 62.50 ± 9.57 kg dır (Çizelge 1.).

Çizelge 3.1. Olguların Fiziksel Özellikleri (N=20)

FİZİKSEL ÖZELLİKLER	X	SD	Min	Max
Yaş (yıl)	27.85	7.01	15.00	37.00
Boy (cm)	169.50	8.92	148.00	182.00
Vücut Ağırlığı (kg)	62.50	9.57	48.00	87.00
AEU* (cm)	86.55	4.40	78.00	94.00
Güdük Boyu** (%)	8.38	1.01	6.66	10.00

*AEU: Alt Ekstremité Uzunluğu

** Güdük Boyu: Güdük Boyu/ Boy x 100

9'u (% 45) sağ diz altı, 11'i (% 55) sol diz altı ampute olan olguların tümünün amputasyon nedenini travma oluşturmaktadır.

3.2. Değerlendirme Bulguları

Olgularımızda değerlendirme kapsamına alınan parametreler

Çizelge 3.2.de özetlenmiştir.

Çizelge 3.2. Olgularda Yürüyüş, Ambulasyon Aktiviteleri, Ağırlık Taşıma-Denge ve Proteze Ait Özelliklerin Ortalama, Standart Sapma, Minimum ve Maksimum Değerleri (N=20)

PARAMETRELER		SOKET TIPLERİ							
		PTB				TSB			
		X	SD	MİN	MAX	X	SD	MİN	MAX
Ampüte Taraf Adım Uzunluğu	cm	58.47	6.98	47	70	56.63	5.23	44	67
Sağlam Taraf Adım Uzunluğu	cm	52.10	6.77	43	63	55.47	5.18	43	66
Çift Adım Uzunluğu	cm	109.25	14.28	90	130	112.60	10.18	87	132
Adım Genişliği	cm	14.05	2.27	10	18	10.57	2.38	7	15
Serbest Yürüme Ahengi	adım/dk	72.25	7.77	60	85	78.95	8.61	61	89
Hızlı Yürüme Ahengi	adım/dk	80.70	7.78	69	92	93.10	12.10	73	115
Yürüme Hızı	cm/sn	65.63	10.77	47.24	93.10	74.10	11.11	57.68	96.80
ÇAU*/ AEU**		1.25	0.14	1.02	1.47	1.27	0.15	0.81	1.55
Ampüte AU***/ AEU		0.65	0.07	0.53	0.78	0.65	0.05	0.56	0.78
Sağlam AU/ AEU		0.59	0.07	0.48	0.70	0.01	0.05	0.55	0.71
Ampüte AU/ ÇAU X 100	%	52.29	0.84	51.02	54.83	50.29	1.03	46.01	50.92
Ampüte AU- Sağlam AU Farkı	cm	5.05	2.17	2.5	12	1.15	0.56	0	2
Ağırlık Taşıma	%	38.05	3.95	32.72	46.75	42.66	3.22	37.06	48.21
Ampüte Taraf Üzerinde Gözler Açık Denge	sn	13.30	6.21	4	26	17.85	5.61	8	28
Ampüte Taraf Üzerinde Gözler Kapalı Denge	sn	7.50	3.13	2	13	10.25	3.32	4	15
Merdiven Çıkma	sn	14.40	1.18	12	17	10.55	1.19	8	13
Merdiven İnme	sn	11.30	1.45	9	14	8.80	1.15	7	10
Engel Aşma	sn	1.35	0.46	1	2	1.25	0.41	1	2
Yerden Obje Alma	sn	1.57	0.43	1	2	1.47	0.41	1	2
Sandalyeye Oturma-Kalkma	sn	1.52	0.44	1	2	1.47	0.41	1	1.5
Yokuş İnme	sn	14.35	3.48	10	25	11.60	2.23	10	20
Yokuş Çıkma	sn	13.75	3.79	6	20	10.50	2.72	6	15
Protezi Giyme	sn	8.60	2.01	5	12	6.85	1.59	5	10
Protezi Çıkarma	sn	4.25	0.91	3	5	2.25	0.91	1	4
Protez Ağırlığı	gr	1114.9	117.26	950	1200	1044.4	96.66	950	1200
Suspansiyon Yeterliliği	cm	1.67	0.46	1	3	0.42	0.54	0	1.5
Soket Hacmi	cm ³	772.25	238.2	370	1120	600.00	182.85	300	950

*ÇAU: Çift Adım Uzunluğu

** AEU: Alt Ekstremitte Uzunluğu

***AU: Adım Uzunluğu

3.3. İstatistiksel Değerlendirme Bulguları

a- Yürüyüş Analizi Sonuçları

Olgular soket tiplerine göre adım uzunluğu yönünden karşılaştırıldığında ampute taraflar arasında fark bulunmazken ($p>0.05$), sağlam taraf adım uzunlukları arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu belirlenmiştir ($p<0.05$) (Çizelge 3.3.).

Çizelge 3.3. Olgularda PTB-TSB Soketlerinin Zaman-Mesafe Karakteristikleri Açısından Karşılaştırılması (İki Eş Arasındaki Farkın Önemlilik Testi) (N=20)

Zaman-Mesafe Karakteristikleri	D	SD	t p
Ampute Taraf Adım Uzunlukları	1.84	6.72	1.22>0.05
Sağlam Taraf Adım Uzunlukları	-3.37	7.03	-2.14<0.05
Çift Adım Uzunlukları	-3.35	13.88	-1.07>0.05
Destek Yüzeyi	3.47	1.56	9.90<0.05
Serbest Yürüme Ahengi	-6.70	5.48	-5.46<0.05
Hızlı Yürüme Ahengi	-12.40	7.65	-7.24<0.05
Yürüme Hızı	-8.46	9.96	-3.79<0.05
Çift Adım Uzunluğu/ Alt Ekstremitte Uzunluğu	-0.02	0.17	-0.47>0.05
Ampute Taraf Adım Uzunluğu/ Alt Ekstremitte Uzunluğu	0.07	0.08	0.40>0.05
Sağlam Taraf Adım Uzunluğu/ Alt Ekstremitte Uzunluğu	-0.04	0.07	-2.14<0.05
Ampute Taraf Adım Uzunluğu x100 Çift Adım Uzunluğu	2.00	1.09	8.20<0.05
Ampute - Sağlam Taraf Adım Uzunlukları Farkı	3.90	2.31	7.53<0.05

Olgular çift adım uzunluğu ve çift adım uzunluğunun alt ekstremitte uzunluğuna oranı açısından karşılaştırıldığında elde edilen veriler arasında anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür ($p>0.05$) (Çizelge 3.3.).

Destek yüzeyi, serbest ve hızlı yürüme ile yürüme hızı açısından iki sokette elde edilen değerler karşılaştırıldığında aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu gözlenmiştir ($p<0.05$) (Çizelge 3.3.).

Ampute ve sağlam taraf adım uzunluklarının alt ekstremitte uzunluğuna oranı, ampute taraf adım uzunluklarının çift adım uzunluklarına olan oranı ve ampute-sağlam taraf adım uzunlukları farkları açısından olgular, soket tiplerine göre karşılaştırıldığında ampute taraf adım uzunluğunun alt ekstremitte uzunluğuna olan oranında fark bulunmazken ($p>0.05$), sağlam taraf adım uzunluğunun alt ekstremitte uzunluğuna oranında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmıştır ($p<0.05$). Aynı şekilde ampute taraf adım uzunluğunun çift adım uzunluğuna oranı ve ampute-sağlam taraf adım uzunlukları farkları yönünden aradaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu saptanmıştır ($p<0.05$) (Çizelge 3.3.).

b- Ağırlık Taşıma ve Dengeye Yönelik Değerlendirme Sonuçları

Olgular denge ve ağırlık taşıma açısından soket tiplerine göre karşılaştırıldığında; ampute tarafta ağırlık taşıma yüzdesi yönünden her iki soket arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0.05$). Olgular her iki ayak üzerinde ve sağlam taraf ekstremitte üzerinde iki soket tipi ile de 30 sn boyunca dengelerini koruyabilmişlerdir. Ampute taraf üzerinde gözler açık ve kapalı denge açısından olgular soket tiplerine göre karşılaştırıldığında aradaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu belirlenmiştir ($p<0.05$) (Çizelge 3.4.).

Çizelge 3.4. Olgularda, Denge ve Ağırlık Taşıma Yüzdesi Açısından PTB-TSB Soketlerinin Karşılaştırılması (İki Eş Arasındaki Farkın Önemlilik Testi) (N=20)

	D	SD	t p
Ampute Taraf Ağırlık Taşıma	-4.60	4.84	-4.24<0.05
Ampute Taraf Üzerinde Gözler Açık Denge	-4.55	2.89	-7.03<0.05
Ampute Taraf Üzerinde Gözler Kapalı Denge	-2.75	2.02	-6.08<0.05

c- Ambulasyon Aktiviteleri Yönünden Değerlendirme Sonuçları

Olgular ambulasyon aktiviteleri yönünden karşılaştırıldığında engel aşma ve sandalyeye oturup-kalkma dışındaki tüm aktivitelerde iki soket tipi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu bulunmuştur ($p<0.05$) (Çizelge 3.5.).

Çizelge 3.5. Olgularda, Ambulasyon Aktiviteleri Yönünden PTB-TSB Soketlerinin Karşılaştırılması (İki Eş Arasındaki Farkın Önemlilik Testi) (N=20)

AMBULASYON AKTİVİTELERİ	D	SD	t p
Merdiven Çıkma	3.85	1.63	10.55<0.05
Merdiven İnme	2.50	1.46	7.61<0.05
Engel Aşma	0.10	0.26	1.71>0.05
Yerden Obje Alma	0.01	0.20	2.17<0.05
Sandalyeye Oturma- Kalkma	0.05	0.15	1.45>0.05
Yokuş İnme	2.75	1.88	6.51<0.05
Yokuş Çıkma	3.25	2.22	6.54<0.05
Protezi Giyme	1.75	1.33	5.87<0.05
Protezi Çıkarma	2.00	0.64	13.78<0.05

d- Proteze Ait Özellikler Yönünden Değerlendirme Sonuçları

Protez ağırlığı, suspansiyon yeterliliği ve soket hacmi yönünden soket tiplerine göre olgular karşılaştırıldığında aradaki farkların istatistiksel olarak anlamlı olduğu bulunmuştur ($p<0.05$) (Çizelge 3.6.).

Çizelge 3.6. Proteze Ait Özellikler Açısından PTB-TSB Soketlerinin Karşılaştırılması (İki Eş Arasındaki Farkın Önemlilik Testi) (N=20)

	D	SD	t p
Protez Ağırlığı	70.50	69.10	4.56<0.05
Suspansiyon Yeterliliği	1.25	0.63	8.75<0.05
Soket Hacmi	172.25	125.33	6.14<0.05

TSB soket uygulamasında ilave suspansiyon aracı kullanılmamıştır. PTB soketlerde ise olguların % 10'u dışında, 18 (% 90) olguda ters Y bandı suspansiyon aracı olarak kullanılmıştır.

Gözlem ile analiz sonucunda olguların yürüyüşlerinde PTB soketli protezde iki (% 10) olguda aşırı diz fleksiyonu, 1 (% 5) olguda yetersiz diz fleksiyonu, iki (% 10) olguda duruş fazında lateral itme, 5 (% 25) olguda sallanma fazında medial itme, 2 (% 10) olguda sallanma fazında lateral itme, 11 (% 55) olguda ise adım eşitsizliği belirlenmiştir. TSB soketli protezde; 1 (% 5) olguda yetersiz diz fleksiyonu, 1 (% 5) olguda sallanma fazında medial itme ve 5 (% 25) olguda adım eşitsizliği gözlenmiştir (Çizelge 3.7.).

Çizelge 3.7. Olgularda Görülen Yürüyüş Bozukluklarının Dağılımı (N=20)

YÜRÜYÜŞ BOZUKLUKLARI	SOKET TIPLERİ			
	PTB		TSB	
	N	%	N	%
Aşırı diz fleksiyonu	2	10	-	-
Yetersiz diz fleksiyonu	1	5	1	5
Duruş fazı lateral itme	2	10	-	-
Gövde lateral fleksiyonu	-	-	-	-
Erken diz fleksiyonu	-	-	-	-
Gecikmiş diz fleksiyonu	-	-	-	-
Sallanma fazı medial itme	5	25	1	5
Sallanma fazı lateral itme	2	10	-	-
Adım eşitsizliği	11	55	5	25

e- Korelasyon Analizi Sonuçları

Güdük boyu, ampute ve sağlam taraf adım uzunlukları, çift adım uzunluğu, yürüme hızı ve protez ağırlığının suspansiyon yeterliliği ile korelasyonuna bakıldığında, bu parametreler arasında herhangi bir ilişkiye rastlanmamıştır ($p>0.05$) (Çizelge 3.8.)

Çizelge 3.8. Güdük Boyu (%), Ampute-Sağlam Taraf Adım Uzunlukları, Çift Adım Uzunluğu, Protez Ağırlığı ve Yürüme Hızının Suspansiyon Yeterliliği ile Korelasyonu (Pearson Korelasyon Analizi) (N=20)

	SUSPANSİYON YETERLİLİĞİ	
	SOKET TİPLERİ	
	PTB	TSB
	r	r
Güdük Boyu	0.41	0.14
Ampute Taraf Adım Uzunluğu	-0.20	-0.15
Sağlam Taraf Adım Uzunluğu	-0.24	-0.13
Çift Adım Uzunluğu	-0.22	-0.19
Yürüme Hızı	-0.28	-0.15
Protez Ağırlığı	0.35	0.04

r: Pearson Korelasyon Katsayısı

Ambulasyon aktivitelerinin suspansiyon yeterliliği ile korelasyonu incelendiğinde; protezi giyme ile TSB soketin suspansiyon yeterliliği ($r=0.53$, $p<0.05$) arasında pozitif kuvvetli korelasyon bulunurken diğer parametreler arasında bir ilişki gözlenmemiştir ($p>0.05$) (Çizelge 3.9.).

Çizelge 3.9. Ambulasyon Aktivitelerinin Suspansiyon Yeterliliği ile Korelasyonu (Pearson Korelasyon Analizi) (N=20)

AMBULASYON AKTİVİTELERİ	SUSPANSİYON YETERLİLİĞİ	
	SOKET TİPLERİ	
	PTB	TSB
	r	r
Merdiven Çıkma	-0.23	-0.18
Merdiven İnme	-0.12	-0.28
Engel Aşma	0.13	-0.15
Yerden Objeye Alma	0.32	0.17
Sandalyeye Oturma-Kalkma	0.23	0.29
Yokuş İnme	0.17	0.43
Yokuş Çıkma	-0.05	-0.26
Protezi Giyme	0.39	0.53*
Protezi Çıkarma	-0.05	-0.17

r: Pearson Korelasyon Katsayısı,
*p<0.05

Denge ile destek yüzeyi arasında korelasyona bakıldığında herhangi bir ilişkiye raslanmamıştır (p>0.05) (Çizelge 3.10.).

Çizelge 3.10. Dengenin Destek Yüzeyi ile Korelasyonu (Pearson Korelasyon Analizi) (N=20)

	DESTEK YÜZEYİ	
	SOKET TIPLERİ	
	PTB	TSB
	r	r
Ampüte Taraf Üzerinde Gözler Açık Denge	0.10	0.00
Ampüte Taraf Üzerinde Gözler Kapalı Denge	0.10	0.14

r: Pearson Korelasyon Katsayısı

Ambulasyon aktivitelerinin protez ağırlığı ile korelasyonu incelendiğinde; merdiven inme ile TSB soket ($r=0.48$, $p<0.05$) arasında anlamlı bir korelasyon gözlenirken diğer parametreler arasında bir ilişki saptanamamıştır ($p>0.05$) (Çizelge 3.11.).

Çizelge 3.11. Ambulasyon Aktivitelerinin Protez Ağırlığı ile Korelasyonu (Pearson Korelasyon Analizi) (N=20)

AMBULASYON AKTİVİTELERİ	PROTEZ AĞIRLIĞI	
	SOKET TİPLERİ	
	PTB	TSB
	r	r
Merdiven Çıkma	-0.13	0.10
Merdiven İnme	-0.31	-0.48*
Engel Aşma	-0.05	0.06
Yerden Objeye Alma	-0.25	-0.35
Sandalyeye Oturma- Kalkma	-0.07	-0.11
Yokuş İnme	-0.04	-0.19
Yokuş Çıkma	-0.13	-0.26
Protezi Giyme	0.16	0.23
Protezi Çıkarma	0.04	0.20

r: Pearson Korelasyon Katsayısı,

*p<0.05

Denge, protez ağırlığı ve alt ekstremitenin uzunluğunun ağırlık taşıma yüzdesi ile korelasyonuna bakıldığında, bu parametreler arasında herhangi bir ilişki bulunmamıştır ($p>0.05$) (Çizelge 3.12.).

Çizelge 3.12. Denge, Protez Ağırlığı ve Alt Ekstremitte Uzunluğunun Ağırlık Taşıma Yüzdesi ile Korelasyonu (Pearson Korelasyon Analizi) (N=20)

	AĞIRLIK TAŞIMA	
	SOKET TIPLERİ	
	PTB	TSB
	r	r
Ampüte Taraf Üzerinde Gözler Açık Denge	0.00	-0.02
Protez Ağırlığı	-0.00	0.14
Alt Ekstremitte Uzunluğu	-0.22	-0.09

r: Pearson Korelasyon Katsayısı

Çalışmaya katılan olguların 15'i (% 75) TSB soketli protez ile 5 (% 25) olgu ise PTB soketli protez ile ünitemizden taburcu edilmiştir.

TARTIŞMA

Alt ekstremite amputelerinde normale yakın bir yürüyüş paterninin elde edilebilmesi için dengenin iyi sağlanabilmesi ve simetrik yük dağılımının gerçekleştirilmesi önemlidir (1).

Patellar tendonda ağırlık taşıyıcı soketler (PTB) ile total temaslı soketlerin (TSB) güdük soket uyumu ve rehabilitasyona etkilerinin karşılaştırıldığı çalışmada travmatik nedenli 20 unilateral diz altı ampute alınmıştır.

Çalışmamızda olgular her iki soket uygulamasını takiben protez eğitimine alınmışlar ve yürüyüş parametreleri, denge ve ağırlık taşıma, ambulasyon aktiviteleri ve proteze ait özellikler yönünden soket tiplerine göre karşılaştırılmışlardır.

Literatürde diz altı amputelerinde farklı soket tiplerinin karşılaştırılmasına yönelik az sayıda çalışma vardır. Bu çalışmalar Force Plate ile yapılan kinetik analizleri, yer reaksiyon kuvvetinin yürüyüşün fazlarına göre değişimlerini ve farklı özellikte protez ayaklar ile yürüyüşün değerlendirilmesini kapsamaktadır (59,60,61,62,63,64,65,66,67,68).

Olguların yürüyüşleri ayak izi yöntemi kullanılarak zaman-mesafe karakteristikleri açısından değerlendirildiğinde ampute taraf adım uzunlukları yönünden PTB ve TSB soket tipleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p>0.05$). Bununla birlikte TSB soket ile yürüyüşte belirlenen ortalama ampute taraf adım uzunluğunun PTB'ye göre kısalarak, normale yaklaştığı tespit edilmiştir. Ampute taraf adım uzunluğundaki bu azalma amputelerin protezli taraf ekstremite üzerine daha fazla ağırlık aktarabildiklerini göstermektedir. PTB sokette sağlam tarafta ortalama adım uzunluğu 52.10 ± 6.77 cm iken, TSB sokette 55.47 ± 5.18 cm dir. Buna bağlı olarak olguların sağlam ve ampute taraf adım uzunlukları farklarına bakıldığında PTB sokette bunun 5.05 ± 2.17 cm; TSB sokette 1.15 ± 0.56 cm olduğu, aradaki farkın ise TSB soket lehine önemli olduğu belirlenmiştir ($p<0.05$). Bu verilere bakıldığında TSB soket kullanan olguların, protezli taraf ekstremite üzerine daha iyi ağırlık

verebildikleri ve dolayısı ile o taraf ekstremitedeki duruş fazının uzatılarak yürüyüşün normale yaklaştığı düşünülmüştür.

Normalde amputeler; ampute tarafta daha uzun adım alırken, sağlam taraf adım uzunlukları kısadır. Bunun nedeni ampute tarafa ağırlığı tam olarak aktarmadan sağlam tarafa yük verme eğilimidir (2,43,44,46). TSB soketli protez ile yürüyüşte sağlam taraf adım uzunluklarının artmasının, suspansiyonun yeterli olması ile daha güvenli bir yürüyüşe yol açmasından kaynaklanabileceği düşünülmüştür. Ayrıca TSB sokette yükün geniş bir yüzeyden taşıtılmasının proprioseptif duyuyu ve dolayısıyla denge ve stabilizeyi de olumlu yönde etkilemesinin sağlam taraf adım uzunluğunun artmasında önemli bir etken olabileceği görüşüne varılmıştır. Protezli ve ampute taraf adım uzunluğunun farklı soket uygulamalarından ne yönde etkilendiğini gösteren bir çalışmaya rastlanmamakla birlikte, TSB soketlerin PTB'ye göre avantajları araştırmacılar tarafından bildirilmiştir.

Normal şartlarda, sağ ve sol adım uzunluklarının toplamı çift adım uzunluğuna eşit olmalı; bu adım uzunluklarının çift adım uzunluğu içindeki yüzdeleri de yine birbirine eşit yada yakın bulunmalıdır (43,44). Amputelerde her iki adım arasındaki bu eşitlik bozulmaktadır. Çalışmamızda; TSB protez ile yürüyüş sırasında ampute tarafın adım uzunluğu, çift adım uzunluğunun % 50.29'unu oluştururken, bu oran PTB'de % 52.29 olarak elde edilmiş ve aradaki farkın TSB soket açısından anlamlı olduğu bulunmuştur ($p<0.05$). Amputelerde en sık görülen yürüyüş problemi eşitsiz adımlar ile yürüyüştür ve elde edilen bu sonuç TSB soket ile yürüyüş sırasında her iki taraf adım uzunluğunun birbirine çok yakın değerler almasına yol açtığı yönündedir.

Çalışmamızda çift adım uzunlukları yönünden istatistiksel bir fark bulunmamasına rağmen ($p>0.05$); TSB sokette daha uzun olduğu belirlenmiştir. PTB sokette çift adım uzunluğu 109.25 ± 14.28 cm, TSB sokette 112.60 ± 10.18 cm olarak belirlenmiştir. Bu değerler Barth et al.'un 1992 yılında diz altı amputeler üzerinde yaptıkları çalışma ile uyum göstermektedir. Barth çalışmasında çift adım uzunluğunu 1.10 m olarak bulmuştur (69). Çalışmamızdan elde ettiğimiz değerlerin Isakov et al. diz altı amputeler üzerinde yaptıkları çalışmadan elde ettikleri verilere de yakın olduğu görülmektedir. Isakov et al. çalışmasında; çift adım

uzunluğunu serbest yürüyüşte 123.28 ± 12.1 cm, hızlı yürüyüşte 147.15 ± 9.9 cm olarak bulmuştur (70). Isakov'un elde ettiği değerlerin çalışmamızdaki değerlerden biraz daha yüksek olmasının nedeni; adım uzunluklarının alt ekstremitenin uzunluğuna göre değişmesi ve Isakov'un olgularının daha önceden protez kullanmaları olabilir. Isakov araştırmasında olgularının fiziksel özelliklerini vermemiş ve bu yönde bir karşılaştırma yapmamız mümkün olamamıştır. Isakov 9 olguda PTB, 5 olguda KBM protezi kullandığı toplam 14 ampute üzerinde olguların ortalama protez kullanma sürelerini 5.2 ± 4.1 ay olarak bildirmiştir. Çalışmamızda değerlendirilen olgular daha önce hiç protez kullanmamış ve prostetik dönemde 20 günlük bir eğitim almışlardır. Boya ve alt ekstremitenin uzunluğuna göre değişen çift adım uzunluğu çalışmamızda normal yetişkinlerdeki değerlere de (126 cm) yakın bulunmuştur (43,44).

Adım genişliği yönünden olgular değerlendirildiğinde; PTB sokette (14.05 ± 2.27 cm) TSB'ye (10.57 ± 2.38 cm) göre adım genişliğinin fazla olduğu görülmüştür ($p < 0.05$). 10 cm'ye kadar olan adım genişliği normal kabul edilmekte, amputelerde bu değer $5-6$ cm daha fazla olabilmektedir (42,43,44). TSB soketlerde adım genişliği olarak elde edilen değer normal sınırlardadır. Bu durum TSB soketin suspansiyon, proprioseptif duyu, denge ve stabilizasyon açısından avantajlı olmasına bağlanabilir.

Yürüyüş ahengi (cadence) istatistiksel olarak değerlendirildiğinde TSB soket lehine arada önemli bir fark olduğu saptanmıştır ($p < 0.05$). Olguların kendi seçtikleri ve rahat ettikleri yürüyüşte dakikadaki adım sayısı PTB'de 72.25 ± 7.77 , TSB'de 78.95 ± 8.61 iken; hızlı yürümeleri istendiğinde PTB'de dakikada 80.70 ± 7.78 adım, TSB sokette ise 93.10 ± 12.10 adımdır. Yetişkin ve sağlıklı bir erkekte dakikadaki adım sayısı normal hız ile yürüyüşte $90-110$, hızlı yürüyüşte $115-130$ arasındadır (41,43,44,55). Değerler TSB soket kullanan amputelerde sağlıklı kişilere daha yakın bulunmuştur. Ulaşılan bu sonuç TSB'de hidrostatik anlamda gerçek bir tam temasın elde edilmesi nedeni ile soketin güdüğü her yönden kavraması ve suspansiyonu desteklemesinin amputelere yürüyüşte serbestlik ve yürüyüş ahengini değiştirebilme yeteneği kazandırması ile ilişkilendirilebilir.

Çalışmamızda; PTB soketli protezlerde yürüme hızı (velocity) 65.63 ± 10.77 cm/sn, TSB soketli protezlerde ise 74.10 ± 11.11 cm/sn olarak

bulunmuş ve TSB soket açısından anlamlı bir fark gözlenmiştir ($p<0.05$). Barth çalışmasında yürüme hızını 75 cm/sn olarak bulmuştur (69). Barth et al.'un araştırması ile TSB soketle elde ettiğimiz yürüyüş hızı değerleri birbirine yakındır.

Gözlemlenilen yürüyüş analizinde en fazla görülen yürüyüş bozukluğunun adım eşitsizliği olduğu belirlenmiştir. PTB soket ile yürüyüş sırasında 11 olguda (% 55), TSB soketli protez ile yürüyüşte ise 5 olguda (% 25) adım eşitsizliği saptanmıştır. TSB sokette görülme yüzdesinin düşük olması ampute ve sağlam taraf adım uzunlukları arasındaki farkın az olmasından kaynaklanmaktadır. Bu durum diğer bulgularla da uyumludur.

Ağırlık taşıma yönünden değerlendirme yapıldığında, TSB soket ile olguların protezli ekstremitelere daha iyi ağırlık aktarabildikleri belirlenmiştir ($p<0.05$). TSB sokette 42.66 ± 3.22 olan ağırlık taşıma yüzdesinin normalde olması gereken % 50 değerine yaklaşması, TSB sokette yükün geniş bir alana yayılarak stabilizasyon, güdük soket uyumu ve biomekanik uyum açısından PTB sokete göre avantajlı olmasından kaynaklandığı düşünülebilir. Literatürde ağırlık taşımaya yönelik çalışmalar olmasına rağmen (61,62,65) soket tasarımlarını bu açıdan karşılaştıran bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Şener vd. ağırlık dağılımı ve yürüme parametrelerinin klasik protez eğitimi ve proprioseptif feedback yönteminden ne yönde etkilendiğini saptamak amacıyla PTB soket uygulanan 30 unilateral diz altı ampute üzerinde yaptıkları çalışma sonucunda proprioseptif feedback ile eğitim verilen olgularda yürüyüş, ağırlık taşıma değerleri ve rehabilitasyon sonuçlarının klasik rehabilitasyon sonuçlarına göre daha başarılı olduğunu bildirmişlerdir (71).

Denge analizinde olgular, soketlerin ikisiyle de her iki ayak üzerinde ve sağlam taraf ekstremiteler üzerinde gözler açık ve kapalı olarak 30 sn boyunca durabildikleri için bu veriler değerlendirme kapsamına alınmamıştır. Ampute taraflar açısından gözler açık ve kapalı olarak soket tipleri karşılaştırıldığında her iki durumda da TSB sokette PTB'ye göre dengenin daha iyi olduğu ve aradaki farkın istatistiksel olarak anlamlı

olduğu bulunmuştur ($p<0.05$). Bu durum TSB soketteki tam temasın, proprioseptif duyunun güdükte daha iyi algılanmasına yol açması ile açıklanabilir.

Erbahçeci vd. yaptığı çalışmada PTB kullanan 40 olguya klasik denge eğitimi ile denge tahtası üzerinde eğitim uygulamış ve denge tahtası ile eğitim verilen grupta daha başarılı sonuçlar elde edilmiştir (72). Erbahçeci vd. araştırmalarında iki farklı denge eğitim protokolü uygulamışlar, dolayısıyla soket tipini aynı tutmuşlardır. Araştırmaların amaçları farklı olmakla birlikte, çalışmamızda TSB soket ile amputelerin dengede kalma süresinin daha uzun olduğu gözlenmiştir.

Ambulasyon aktiviteleri olarak; merdiven inip-çıkma, yokuş inip-çıkma, engel aşma, sandalyeye oturup-kalkma, yerden obje alma, protezi giyip-çıkarma gibi aktiviteler değerlendirme kapsamına alınmıştır. Bu aktiviteleri gerçekleştirme süresi yönünden olgular soket tiplerine göre karşılaştırıldığında; engel aşma ve sandalyeye oturup-kalkma dışındaki diğer aktivitelerde TSB soket lehine anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0.05$). Bu konuda yapılan çalışmalara bakıldığında, Uygur'un PTB kullanan diz altı amputelerde elde ettiği sonuçlar, çalışmamızda PTB kullanan olguların sonuçları ile uyum göstermektedir (73). Ambulasyon aktivitelerini TSB soket ile olguların daha kısa sürede yapmaları gerçek tam temas, suspansiyon ve proprioseptif duyunun daha iyi olması nedeniyle amputelerin kendilerini daha güvende hissetmesine bağlanabilir.

Protez ağırlığı yönünden soketler değerlendirildiğinde; TSB soketli protezlerin PTB soketli protezlere göre daha hafif olduğu belirlenmiştir ($p<0.05$). Bu da olguların ambulasyon aktivitelerini TSB soket ile daha kısa sürede gerçekleştirmelerinde bir nedendir.

TSB'de protez ağırlığının daha hafif olması distal ağırlığının az olması anlamına gelir. Bu da karşılayıcı inersia kuvvetinde azalmaya neden olur. PTB protezde, alt ekstremitede ağırlık merkezinin distale yaklaşması daha çok rotasyonel kuvvet açığa çıkartır. Bunu karşılayabilmek için ise dengeleyici kas kuvvetinde artış meydana gelir ve yürüyüşün kontrolünü güçleştirir (10). Bu teorik bilgiye karşın, gerek bu konudaki çalışmaların yetersizliği ve gerekse protez tipleri arasındaki

ağırlık miktarının çok fazla olmaması, kesin görüş getirmemizi engellemektedir. Daha detaylı çalışmaların yararlı olacağı düşüncesindeyiz.

Narita çalışmasında TSB soketin PTB sokete oranla suspansiyon açısından daha iyi olduğunu belirtmiş ve yaptıkları dinamik değerlendirmede TSB protezlerinde anteroposterior stabilitenin daha iyi olduğunu bulmuşlardır (28). Suspansiyon yeterliliği açısından soketler değerlendirildiğinde; TSB soketlerin lehine istatistiksel olarak anlamlı bir fark belirlenmiştir ($p<0.05$). TSB sokette suspansiyonun daha iyi bulunması; 1997 yılında Narita et al. bu konuda yaptıkları çalışmadan elde ettikleri sonuçlar ile benzerlik göstermektedir.

Çalışmamızda TSB protezinin suspansiyonunun daha iyi olması nedeniyle ilave suspansiyon aracına gereksinim duyulmamış, PTB protezi kullanan 2 (% 10) olgu dışında, 18 (% 90) olguda ilave suspansiyon aracı olarak ters Y bandı kullanılmıştır. Suspansiyon sistemi soketin fonksiyonelliği açısından önem taşımaktadır. TSB soketin bu nedenle protez kontrolünü artıracığı ve fonksiyonel aktivitelere kolaylık sağlayacağı düşünülebilir.

Soket hacmi açısından yapılan karşılaştırmada, TSB soket iç hacminin PTB'den daha az olduğu belirlenmiştir ($p<0.05$). TSB sokette; soket güdük ile kemik ve yumuşak doku açısından tam temasta olduğu için soket ile güdük arasında hacim yönünden iyi bir uyum söz konusudur. PTB sokette, korunması gereken yerlere dolgu yapılması ve güdük distalindeki boşluk yüzünden hacim olarak daha yüksek bir değer elde edilmiştir.

Suspansiyon yeterliliği ile ilişkisi olabileceği düşünülen güdük boyu, ampute ve sağlam taraf adım uzunlukları, çift adım uzunluğu, yürüme hızı ve protez ağırlığı gibi parametreler arasında yapılan korelasyon analizinde önemli bir ilişki saptanamamıştır ($p>0.05$). Anlamlı bir ilişki olmaması; suspansiyon yeterliliğinin doğrudan güdük ile soketin uyumundan kaynaklandığının göstergesidir.

Ambulasyon aktivitelerinin suspansiyon yeterliliği ile korelasyonu incelendiğinde protezi giyme ile TSB soketin suspansiyon yeterliliği arasında pozitif kuvvetli bir korelasyon bulunurken ($r=0.53$, $p<0.05$), diğer parametreler arasında anlamlı bir ilişkiye rastlanmamıştır ($p>0.05$). TSB sokette ilave suspansiyon kullanılmamış olması, protezin kendi suspansiyonunun iyi olması, fonksiyonun kısa sürede gerçekleşmesine neden olmuştur. Ambulasyon aktivitelerinin kısa sürede yapılmasında olguya ait özellikler, aktiviteyi yapma esnasındaki motivasyonu gibi başka faktörler de etkili olabilmektedir. Bu durumun daha uzun süreli takip ve değerlendirmelerle tartışılması gerektiği düşüncesini taşımaktayız. Ayrıca denge ile destek yüzeyi arasındaki korelasyonda anlamlı bir sonuç elde edilememiştir ($p>0.05$).

Ambulasyon aktivitelerinin protez ağırlığı ile korelasyonu incelendiğinde; merdiven inme ile TSB soketin protez ağırlığı ($r=0.48$, $P<0.05$) arasında önemli bir ilişki gözlenirken diğer parametreler arasında anlamlı bir ilişki saptanamamıştır ($p>0.05$). Protezin hafif olmasının ambulasyon aktivitelerini kolaylaştıracağı düşüncesiyle bakılan korelasyon analizinde başka anlamlı bir ilişkiye rastlanamaması olgu sayısının az olmasına ve olgunun o andaki motivasyonuna bağlanabilir.

Ağırlık taşıma yüzdesi ile ilişkisi olabileceği düşünülen denge, protez ağırlığı ve alt ekstremitte uzunluğu gibi parametreler arasında yapılan korelasyon analizinde önemli bir ilişki bulunamamıştır ($p>0.05$). Ağırlık taşıma yüzdesi; hidrostatik anlamda gerçek temas ile ve dolayısıyla doğrudan soketin kendi özelliği ile ilgili bir durumdur. Hidrostatik anlamda tam temasın olması; yük taşıma toleransında artışa ve proprioseptif duyunun daha geniş yüzeyden algılanmasına neden olmaktadır.

Çalışmaya katılan olgular her iki soket tipi ile de protez eğitimi alıp, bütün değerlendirmeler yapıldıktan sonra protez rehabilitasyonunu tamamlamışlardır. Yapılan değerlendirmelerin sonucunda olgu hangi soket ile kendini rahat hissediyor ve fonksiyonel ise, o protez tipiyle taburcu edilmiştir. Olguların 15'i (% 75) TSB soketli protezler, 5 olgu (% 20) ise PTB protezler ile taburcu edilmişlerdir. Olgularımızın büyük çoğunluğunun TSB soketli protez ile taburcu olması, gerek fonksiyonellik

gerekse kendilerini daha rahat hissetmeleri yönünden TSB protezlerin genelde tercih edilebilen bir protez tipi olduğunu göstermektedir.

Çalışmamızda TSB soketli protez ile amputelerin yürüyüş, ağırlık taşıma, ambulasyon aktiviteleri, denge ve suspansiyon yeterliliği açısından PTB soketli protez kullanan amputelerden daha başarılı olduğu gözlenmiştir. Biomekanik uyumu daha iyi sağlaması, PTB sokete göre avantaj getirirken; TSB soketin yapımındaki güçlükler ve hasta seçiminin iyi yapılmasının gerekliliği göz önünde bulundurulmalıdır. Çalışmadan elde edilen veriler ışığında; hasta seçimi, protezi yapanın bilgi ve becerisi, teknoloji ve protez yapımı ile rehabilitasyon çalışmalarının birarada sürdürülmesi gibi şartlar yerine getirildiğinde, TSB soket uygulamasının diz altı amputelerin rehabilitasyonunda daha başarılı sonuçlara ulaşılmasında önemli bir etken olacağı sonucuna varılmıştır.

SONUÇLAR

Patellar tendonda ağırlık taşıyıcı soketler ile total temaslı soketlerin güdük soket uyumu ve rehabilitasyona etkilerinin karşılaştırılması amacıyla yapılan çalışmamız, Hacettepe Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu Protez ve Biomekanik Ünitesinde 20 unilateral diz altı olgu üzerinde gerçekleştirilmiştir. Yapılan değerlendirmeler sonucu elde edilen veriler, uygun istatistiksel yöntemlerle analiz edilmiş ve aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir.

a.Yürüyüşün Değerlendirilmesi

1.Olgular adım uzunluğu açısından soket tiplerine göre karşılaştırıldığında; ampute taraf adım uzunlukları arasında fark bulunmazken ($p>0.05$), sağlam taraf adım uzunlukları arasında TSB soket lehine istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0.05$).

2.Olgular çift adım uzunluğu yönünden karşılaştırıldığında; soketler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir ($p>0.05$).

3.TSB soket kullanan olguların PTB sokete göre, daha simetrik yürüdükleri gözlenmiştir ($p<0.05$).

4.Adım genişliği yönünden olgular incelendiğinde; destek yüzeyinin TSB sokette PTB'ye göre normale daha yakın olduğu belirlenmiştir ($p<0.05$).

5.Olgular yürüyüş ahengi bakımından karşılaştırıldığında, soketler arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu saptanmıştır ($p<0.05$).

6.Yürüme hızı açısından olgular incelendiğinde, TSB soket kullanımı ile yürüme hızında artış olduğu bunun anlamlı olduğu belirlenmiştir ($p<0.05$).

7.Gözlemlenilen yürüyüş analizinde, TSB soket kullanan olgularda daha az yürüyüş bozukluğu saptanmıştır.

b. Ağırlık Taşıma ve Denge

1.Olgular ağırlık taşıma bakımından karşılaştırıldığında; TSB soket kullanan olguların protezli tarafa PTB sokete göre daha fazla ağırlık aktarabildikleri bulunmuştur ($p<0.05$).

2.Yapılan denge analizinde; ampute taraflar açısından gözler açık ve kapalı olarak karşılaştırıldığında, her iki durumda da TSB sokette PTB'ye göre dengenin daha iyi olduğu ve aradaki farkın anlamlı olduğu saptanmıştır ($p<0.05$).

c. Ambulasyon Aktiviteleri

1.Merdiven inme-çıkma aktivitesinin incelenmesi sonucunda, TSB soket kullanan olguların bu aktiviteleri daha kısa sürede yaptıkları gözlenmiştir ($p<0.05$).

2.Olgular yerdeki objeyi alma aktivitesi açısından karşılaştırıldığında TSB soketli protez ile bu aktiviteyi, daha kısa sürede gerçekleştirdikleri bulunmuştur ($p<0.05$).

3.Engel aşma ve sandalyeye oturup-kalkma aktiviteleri açısından, iki soket tipi arasında fark olmadığı gözlenmiştir ($p>0.05$).

4.Yokuş inme-çıkma aktivitesi yönünden, TSB soket ile olguların aktiviteyi PTB'ye göre daha kısa sürede gerçekleştirdikleri saptanmıştır ($p<0.05$).

5.Olgular protezi giyip-çıkarma bakımından karşılaştırıldığında, TSB sokette bu aktivitelerin daha kısa sürede gerçekleştirildiği bulunmuştur ($p<0.05$).

d. Proteze Ait Özellikler

1.Protez ağırlığı yönünden TSB soketli protezlerin daha hafif olduğu belirlenmiştir ($p<0.05$).

2.Suspansiyon yeterliliği açısından, iki soket tipi arasında anlamlı bir fark olduğu ve TSB soketin suspansiyonunun daha yeterli olduğu bulunmuştur ($p<0.05$).

3.Soket hacmi açısından iki soket tipi karşılaştırıldığında farkın TSB soket lehine anlamlı olduğu saptanmıştır ($p<0.05$).

e. Değişkenler Arası İlişkiler

1.Suspansiyon yeterliliği ile ilişkisi olabileceği düşünülen düşünülen güdük boyu, ampute ve sağlam taraf adım uzunlukları, çift adım uzunluğu, yürüme hızı ve protez ağırlığı gibi parametreler arasında yapılan korelasyon analizinde anlamlı bir ilişki saptanamamıştır ($p>0.05$).

2.Ambulasyon aktivitelerinin suspansiyon yeterliliği ile korelasyonu incelendiğinde, TSB soketin suspansiyon yeterliliği ile protezi giyme ($r=0.53$, $p<0.05$) arasında kuvvetli pozitif ilişki belirlenmiştir.

3.Ambulasyon aktivitelerinin protez ağırlığı ile korelasyonu incelendiğinde, merdiven inme ile TSB soketin protez ağırlığı ($r=0.48$, $p<0.05$) arasında anlamlı bir ilişki bulunmuştur.

4.Denge ile destek yüzeyi arasında korelasyon bulunamamıştır ($p>0.05$).

5.Ağırlık taşıma yüzdesi ile ilişkisi olabileceği düşünülen düşünülen denge, protez ağırlığı ve alt ekstremitte uzunluğu gibi parametreler arasında yapılan korelasyonda bir ilişki bulunamamıştır ($p>0.05$).

Hacettepe Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu Protez ve Biomekanik Ünitesinde TSB soketlerin ilk kez uygulandığı bu çalışmadan elde edilen veriler ışığında; hasta seçimi, protezi yapanın bilgi ve becerisi, teknoloji ve protez yapımı ile rehabilitasyon çalışmalarının birarada sürdürülmesi gibi şartlar yerine getirildiğinde TSB soket uygulamasının diz altı amputelerin rehabilitasyonunda daha başarılı sonuçlara ulaşılmasında önemli bir etken olacağı sonucuna varılmıştır.

Çalışmamızın sonuçlarının, ünitemizde TSB soket yapımının uygun hastalar üzerinde devam ettirilmesinde yararlı olacağı ve bu konuda ileriye yönelik araştırmalara ışık tutacağı inancındayız.



KAYNAKLAR

1-Şener G. Üst ve Alt Ekstremitte Amputelerinde Rehabilitasyonun Hedefleri. **I. Ulusal Protez ve Ortez Kongresi Kitapçığı**. Ankara 1995 : 18-24

2-Gailey RS, Clark CR. Physical Therapy Managements of Adult Lower-Limb Amputees. Bowker JH, Michael JW (eds). **Atlas of Limb Prosthetics : Surgical, Prosthetic and Rehabilitation Principles**. Mosby Year Book. St. Louis Baltimore, Boston, Philadelphia, Toronto 1992 : 569-597

3-Şener G, Erbahçeci F. **Protezler**. Hacettepe Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu Yayınları Ankara, Volkan Matbaacılık. 1995

4-Şener G. Diz Altı, Syme, Boyd, Pirogoff, Chopart, Lisfranc Amputasyon Protezleri. **Ortopedide Ortezler ve Protezler**. İstanbul 1994 : 115-138

5-Kapp S, Cummings D. Transtibial Amputation-Prosthetic Management. Bowker JH, Michael JW (eds). **Atlas of Limb Prosthetics : Surgical, Prosthetic and Rehabilitation Principles**. Mosby Year Book. St. Louis Baltimore, Boston, Philadelphia, Toronto 1992 : 453-478

6-Yetkin H. Amputasyonlar. **Ortopedi ve Travmatoloji**. Hekimler Yayın Birliği Ankara, Medico Graphics Ajans ve Matbaası. 1996 : 222-228

7-Şener G. **Syme ve Diz Altı Protezleri**. Hacettepe Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu Yayınları Ankara, Volkan Matbaacılık. 1989

8-Couch NP, et al. Natural History of the Leg Amputee. **The American Journal of Surgery** 1977; 133 : 469-473

9-Radcliffe C. **The Patellar Tendon Bearing Below Knee Prosthesis**. University of California 1961

10-Stokosa JJ. Prosthetics for Lower-Limb Amputees. Haimovici H (ed). **Haimovici's Vascular Surgery Principles and Techniques**. Norwalk, Connecticut, San Mateo, California 1989 : 1063-1080

11-Foort J. The Patellar-Tendon Bearing Prosthesis for Below-Knee Amputees, a Review of Technique and Criteria. **Artificial Limb** 1965; 9 (1): 4-13

12-Wilson AB. **Limb Prosthetics**. Robert E Krieger, Publisher, Huntington NY 1972

13-Lilja M, Johansson T, Öberg T. Movement of the Tibial End in a PTB Prosthesis Socket: a Sagittal X-Ray Study of the PTB Prosthesis. **Prosthetics and Orthotics International** 1993; 17: 21-26

14-New York University Post Graduate Medical School Prosthetics and Orthotics Studies : **Lower Limb Prosthesis**, 1977

15-Fernie GR, Ruder K. Lower-Limb Prosthetics. Kostuik JP, Gillespie R (eds). **Amputation Surgery and Rehabilitation the Toronto Experience**. Churchill Livingstone New York, Edinburg, London, Melbourne 19 : 267-291

16-May BJ. **Amputations and Prosthetics : a Case Study Approach**. F.A. Davis Company. Philadelphia 1996 : 118-122

17-Yakut Y, vd. Diz Altı Protezlerinde Popliteal Sekinin Önemi: Modifiye Bir Popliteal Baskı Uygulaması. **Fizyoterapi Rehabilitasyon** 1986; 5 (2): 160-165

18-Wirta RW, et al. Analysis of Below-Knee Suspension Systems : Effect on Gait. **Department of Veterans Affairs Journal of Rehabilitation Research and Development** 1990 ; 27(4) : 385-396

19-Rubin G, Fischer E, Dixon M. Prescription of Above-Knee and Below-Knee Prosthesis. **Prosthetics and Orthotics International** 1986; 10: 117-124

- 20-Boldingh EJK, Pijkeren TV, Wijkmans DW. A Study on the Value of the Modified KBM Prosthesis Compared with other Type of Prosthesis. **Prosthetics and Orthotics International** 1985; 9: 79-82
- 21-Gleave JAE. **Moulds and Casts for Orthopaedic and Prosthetic Appliances**. Charles C Thomas Publisher, Springfield 1972
- 22-Kristinsson Ö. The ICEROSS Concept: a Discussion of a Philosophy. **Prosthetics and Orthotics International** 1993; 17: 49-55
- 23-Alsancak S. Protez Alanında Silikon Uygulamaları. V. **Fizyoterapi'de Gelişmeler Sempozyumu**. Kemer-Antalya 1994: 444-449
- 24-Datta D, et al. Outcome of Fitting an ICEROSS Prosthesis: Views of Trans-tibial Amputees. **Prosthetics and Orthotics International** 1996; 20: 111-115
- 25-Cluitmans J, et al. Experiences with Respect to the ICEROSS System for Trans-tibial Protheses. **Prosthetics and Orthotics International** 1994; 18 : 78-83
- 26-Mc Curdie I, Hanspal R, Nieven R. ICEROSS-a Concensus View: a Questionnaire Survey of the Use of ICEROSS in the United Kingdom. **Prosthetics and Orthotics International** 1997; 21: 124-128
- 27-Fillauer CE, Pritham CH, Fillauer KD. Evolution and Development of the Silicone Suction Socket (3S) for Below-Knee Protheses. **Journal of Prosthetics and Orthotics** 1983 ; 1(2) : 92-103
- 28-Narita H, et al. Suspension Effect and Dynamic Evaluation of the Total Surface Bearing (TSB) Trans-tibial Prosthesis: a Comparison with the Patellar Tendon Bearing (PTB) Trans-tibial Prosthesis. **Prosthetics and Orthotics International** 1997; 21: 175-178

29-Sabolich J, Guth T. Below-Knee Prosthesis with Total Fleksible Socket (T.F.S): A Priliminary Report. **Clinical Prosthetics and Orthotics** 1986; 10 (2): 93-99

30-Karaduman A. Ampute Rehabilitasyonu. **Ortopedide Ortezler ve Protezler**. İstanbul 1994: 188-199

31-Krebs DE. Prosthetics and Orthotics. Scully RM, Marylou RB (eds). **Physical Therapy**. J.B. Lippincott Company. Philadelphia, NewYork, London 1989: 998-1051

32-Algun C. Fiziksel Yetersizliği Olanlarda Enerji Sarfı. **Fizyoterapi Rehabilitasyon** 1978; 2 (3): 63-66

33-Gailey RS, et al. Energy Expenditure of Trans-tibial Amputees during Ambulation at Self-Selected Pace. **Prosthetics and Orthotics International** 1994 ; 18: 84-91

34-Chadwick SJD, Wolfe JHN. Rehabilitation of the Amputee. **Br Med J** 1992; 304(8) : 373-376

35-Meier RH. Rehabilitation of the Person with an Amputation. Rudherford RB (ed). **Vascular Surgery**. W.B. Saunders Company. Philadelphia, London, Toronto. 1995 : 2000-2018

36-Algun C. **Ortez ve Protez Kullanan Hastalarda Rehabilitasyon**. Ankara, Öztekin Matbaacılık. 1988

37-Russeck AS. Exercises for Amputees. Basmajian JW (ed). **Therapeutic Exercise**. Williams and Wilkins, Baltimore, London 1978

38-May BJ. **Amputations and Prosthetics : a Case Study Approach**. F.A. Davis Company. Philadelphia 1996 : 151-161

39-Şener G, vd. Ampute Rehabilitasyonunda Erken Protezler. **Fizyoterapi Rehabilitasyon** 1994; 7(6): 81-88

40-Mensch G. Exercise for Amputees. Basmajian JW (ed). **Therapeutic Exercise**. Williams and Wilkins, Baltimore, 1984: 251-278

41-Steindler A. **Kinesiology of the Human Body under Normal and Pathological Conditions**. 5 th ed. Charles C Thomas Publishers. Springfield 1977 : 414-441

42-Skinner HB, Effeney DJ. Gait Analysis in Amputees. **Am J Phys Med** 1985 ; 64 : 82-89

43-Whittle MW. **Gait Analysis : an Introduction**. Butterworth, Heinemann, Oxford 1991 : 130-173

44-Smidt GL. **Gait in Rehabilitation**. Churchill Livingstone Inc. New York, Edinburgh, Melbourne. 1990 : 1-20

45-Edelstein JE. Prosthetic and Orthotic Gait. Smidt GL (ed). **Gait in Rehabilitation**. Churchill Livingstone Inc. New York. 1990 : 281-300

46-Berger N. Analysis of Amputee Gait. Bowker JH, Michael JW (eds). **Atlas of Limb Prosthetics : Surgical, Prosthetic and Rehabilitation Principles**. Mosby Year Book. St. Louis Baltimore, Boston, Philadelphia, Toronto 1992 : 371-379

47-Kegel B, Carpenter LM, Burgess ME. Functional Capabilities of Lower Extremity. **Arch Phys Med Rehabil** 1987 ; 59 : 109-120

48-Otman S, Demirel H, Sade A. **Tedavi Hareketlerinde Temel Değerlendirme Prensipleri**. Hacettepe Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu Yayınları 16. Ankara 1995

49-Boot DA, Young NJ. A New Directly Moulded Patellar-Tendon-Bearing Socket. **Prosthetics and Orthotics International** 1985; 9: 112-114

50-Zettl J, Traub JE. Premodified Casting for the Patellar Tendon-Bearing Prosthesis. **Artificial Limbs** 1971 ; 15(1) : 1-14

51-Otto-Bock Technical Information, 2 : 1-1 **Otto-Bock Moduler Below Knee Prostheses, Casting Technique. Otto-Bock, Germany 1981**

52-Fernie GR, Holliday PJ. Volume Fluctuations in the Residual Limbs of Lower Limb Amputees. **Arch Phys Med Rehabil** 1982 ; 63 : 162-165

53-Gruendel TM. Relationship Between Weight-Bearing Characteristics in Standing Ambulatory Independence in Hemiplegics. **Physiotherapy Canada** 1992; 44(4): 16-17

54-Jones ME, et al. Static Versus Dynamic Prosthetic Weight-Bearing in Elderly Trans-tibial Amputees. **Prosthetics and Orthotics International** 1997; 21: 100-106

55-Gillis MK. Observational Gait Analysis. Sally RM, Barnes MR (eds). **Physical Therapy**. Philadelphia, JB Lippincott Company. 1989 : 670-695

56-Shores M. Footprint Analysis in Gait Documentation. **Physical Therapy** 1980 ; 60 : 1163-1167

57-Sümbüloğlu K, Sümbüloğlu V. **Biyoistatistik**. Ankara, Özdemir Matbaacılık. 1994

58-SPSS for Windows. Version 5.01. 1993

59-Hermodsson Y, et al. Gait in Male Trans-tibial Amputees : a Comparative Study with Healthy Subjects in Relation to Walking Speed. **Prosthetics and Orthotics International** 1994 ; 18: 68-77

60-Baker PA, Hewison SR. Gait Recovery Pattern of Unilateral Lower Limb Amputees during Rehabilitation. **Prosthetics and Orthotics International** 1990 ; 14: 80-84

61-Jones ME, Bashford GM. Weight Bearing and Velocity in Trans-tibial and Trans-femoral Amputees. **Prosthetics and Orthotics International** 1997 ; 21: 183-186

62-Blumentritt S. A New Biomechanical Method for Determination of Static Prosthetic Alignment. **Prosthetics and Orthotics International** 1997; 21: 107-113

63-Gitter A, Czerniecki JM, De Groot DM. Biomechanical Analysis of the Influence of Prosthetic Feet on Below-Knee Amputee Walking. **American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation** 1991; 70 (3): 142-148

64-Torburn L, et al. Below-Knee Amputee Gait in Stair Ambulation. **Clinical Orthopaedics and Related Research** 1994; 303: 105-192

65-Synder RD, et al. The Effect of Five Prosthetic Feet on the Gait and Loading of the Sound Limb in Dysvascular Below-Knee Amputees. **Department of Veterans Affairs Journal of Rehabilitation Research and Development** 1995; 32 (4): 309-315

66-Arthur FT, George HW, Lee SY. Biomechanical Assessment of Below-Knee Residual Limb Tissue. **Department of Veterans Affairs Journal of Rehabilitation Research and Development** 1994; 31(3): 188-198

67-Appoldt F, Bennett L, Contini R. Stump-Socket Pressure in Lower Extremity Prostheses. **Biomechanics** 1968 ; 1 : 247-257

68-Leavitt LA, et al. Quantitative Method to Measure the Relationship Between Prosthetic Gait and the Forces Produced at the Stump-Socket Interface. **American Journal of Physical Medicine** 1970 ; 49(3) : 192-203

69-Lemaire ED, Fisher FR, Robertson DGE. Gait Patterns of Elderly Men with Trans-tibial Amputations. **Prosthetics and Orthotics International** 1993; 17: 27-37

70-Isakov E, et al. Influence of Speed on Gait Parameters and on Symmetry in Trans-tibial Amputees. **Prosthetics and Orthotics International** 1996; 20: 153-158

71-Şener G. Diz Altı Amputelerde Klasik Protez Eğitimi ve Proprioseptif Feedback Yönteminin Ağırlık Taşıma ve Yürüyüş Üzerine Etkisi. I. **Ulusal Protez ve Ortez Kongresi Kitapçığı** Ankara 1995: 224-249

72-Erbahçeci F, Yiğiter K, Şener G. Amputelerde Denge Eğitimi. VI. **Fizyoterapi'de Gelişmeler Sempozyumu Pamukkale** 1996: 44

73-Uygur (Bilmen) F. Patellar Tendonda Ağırlık Taşıyıcı ve Patellar Tendon Suprakondiler-Suprapatellar Suspansiyonlu Diz Altı Protezlerinin Karşılaştırılması. **Bilim Uzmanlığı Tezi** Ankara 1981



T.C. YÜKSEKÖĞRETİM KURULU
DOKÜMANTASYON MERKEZİ

ÖZGEÇMİŞ

Uz. Fzt. Kezban Yiğiter, 1968 yılında Ankara'da doğdu. İlk, orta ve lise eğitimini Ankara'da tamamladı. 1985 yılında Hacettepe Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu'na girdi, 1989 yılında mezun oldu. Aynı yıl Hacettepe Üniversitesi Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Ana Bilim Dalı'nda fizyoterapist olarak çalışmaya başladı. 1991 yılında girdiği Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Programında 1994 yılında bilim uzmanlığı derecesini aldı. 1994 yılında aynı enstitüde doktora programına başladı. 1993 yılında girdiği Hacettepe Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu Protez ve Biomekanik Ünitesi'nde halen araştırma görevlisi olarak çalışmaktadır.

