

284003

T.C.

HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ FAKÜLTESİ

**PATELLAR TENDONDA AĞIRLIK TAŞIYICI VE
PATELLAR TENDON SUPRAKONDİLER - SUPRAPETELLAR
SUSPANSİYONLU DİZ ALTI PROTEZLERİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI**

FİZİK TEDAVİ VE REHABİLİTASYON PROGRAMI

BİLİM UZMANLIĞI TEZİ

FZT. FATMA BİLMEN

ANKARA 1981

T.C.
HACETTEPE UNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ FAKÜLTESİ

PATELLAR TENDONDA AĞIRLIK TAŞIYICI
ve PATELLAR TENDONDA AĞIRLIK TAŞIYICI
SUPRAPATELLAR-SUPRAKONDİLER SUSPANSİYONLU
DİZ ALTI PROTEZLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

FİZİK TEDAVİ ve REHABİLİTASYON PROGRAMI
BİLİM UZMANLIĞI TEZİ

FZT. FATMA BİLMEN

REHBER ÖĞRETİM ÜYESİ : PROF. DR. RIDVAN ÖZKER

ANKARA 1981

İ Ç İ N D E K İ L E R

BÖLÜM	SAYFA
I. GİRİŞ	1
II. GENEL BİLGİLER	2
III. MATERYAL	73
IV. METOD	81
V. BULGULAR ve SONUÇ	88
VI. TARTIŞMA	90
VII. ÖZET	92
VIII. KAYNAKLAR	93

G İ R İ Ş

Hareket, dinamik bir yapı olan insanın temel özelliklerindedir. Bir veya her iki alt ekstremitenin kaybı nedeniyle yürüme yeteneğini yitiren kişide, motor fonksiyondaki bu yetersizliğe bağlı olarak, zamanla yapısal dengenin bozulması beklenebilir. Bu nedenle alt ekstremitte amputasyonlarında eksikliğin uygun bir protezle giderilmesi gerekir.

Ekstremitte kaybindan doğan eksikliğin giderilmesi için yapılan çalışmalar sonucu 1957 yılında diz altı amputeleri için P T B (Patellar Tendon Bearing-Patellar Tendonda Ağırlık Taşıyıcı) protezinin geliştirilmesi protez tekniğinde önemli bir dönüm noktası olmuştur. Bunu takip eden yıllarda, P T B'nin değişik varyasyonları geliştirilmekle birlikte, bu çapta bir dev adım atılmamıştır. Zaten kanımızca, amputeye tekniğin elverdiği en iyi protezi verme olanağı olsa bile, hasta fiziksel ve psikolojik olarak iyi hazırlanmamış, kullanımı yönünden yeterince eğitilmemiş ise amputenin günlük yaşamında fonksiyonel olmasını beklemek yanlıştır.

Son 10, 15 yılın kaynaklarına baktığımızda bu konudaki çalışmaların hastaların eğitimi üzerinde yoğunlaştırıldığı göze çarpmaktadır (3,12,15,20, 35,52,57,61). Rehabilitasyon en elverişsiz şartlarda bile insanoğlunun doğaya yenilmemek üzere verdiği çabalar olarak değerlendirilmekte, amputelerin fonksiyonel kapasitelerinin standardizasyonu, bu kapasiteye ulaşabilmeleri için gereken eğitimin gerek nitelik gerekse nicelik olarak saptanması için araştırmalar yapılmaktadır.

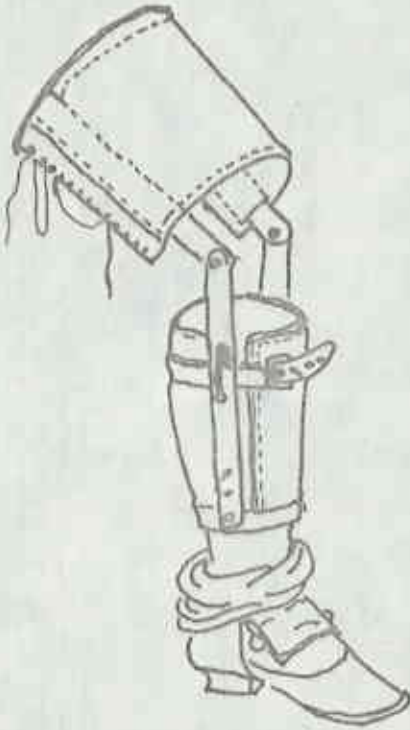
Bu görüşle, bacağı diz altında kesilmiş hastalarda P T B (Patellar Tendonda Ağırlık Taşıyıcı) ve P T S (Patellar Tendonda Ağırlık Taşıyıcı Suprakondiler-Suprapatellar Suspansiyonlu) diz altı protezlerinin denge ve işlerlik kazanabilmek için gerekli eğitim süreleri yönünden karşılaştırılmalarını öngören bu çalışmaya girilmiştir. Taranan kaynaklarda bu alanda bir araştırmaya rastlanmamıştır.

Araştırma Hacettepe Üniversitesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Yüksek Okulu, Protez ve Yardımcı Cihazlar Ünitesinde 1979-1981 yılları içinde uygulanan 10 Patellar Tendonda Ağırlık Taşıyıcı Suprakondiler-Suprapatellar Suspansiyonlu diz altı protezli ampute ile 10 Patellar Tendonda Ağırlık Taşıyıcı diz altı protezli ampute üzerinde yapılmış, iki grup arasında denge ve eğitim süreleri yönünden anlamlı sayılabilecek bir farklılık bulunup bulunmadığı saptanmaya çalışılmıştır.

GENEL BİLGİLER

TARİHÇE :

Bir ekstremitenin kaybı insanoğlunun varlığı ile ortaya çıkan bir sorun olmakla birlikte tarihte protez kullanımına dair ilk yazılı belgeye milattan önce 484 yılında ünlü tarihçi Herodot'un kitabında rastlanmaktadır. Ancak, milattan önce 5000 yılında amputelerin protez yerine kullanılan pilonlar bulunmuştur (60,64).



Şekil 1

American Academy of Orthopaedic Surgeons
Orthopaedic Appliances Atlas

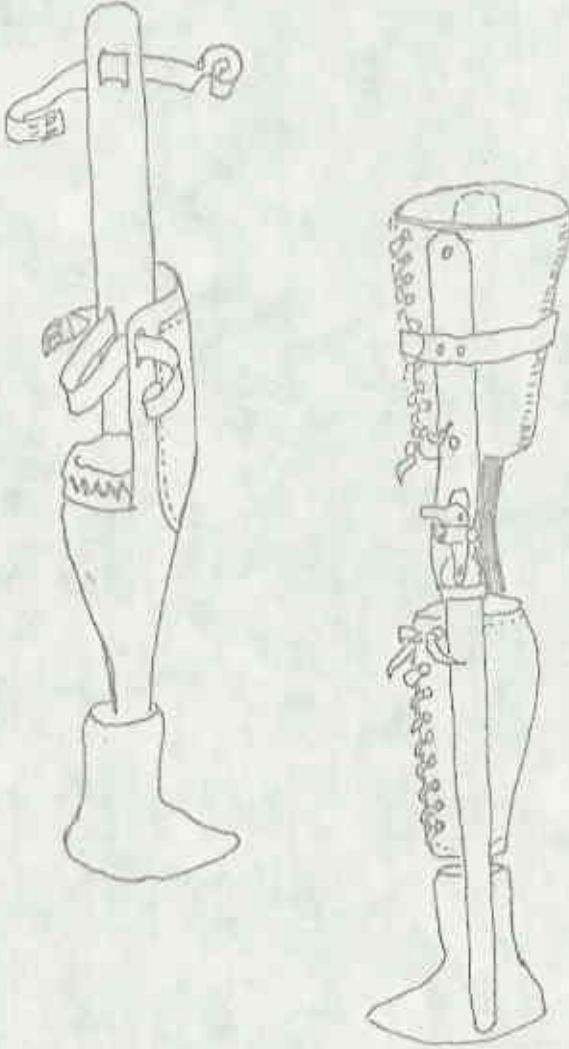
Hipokrat, ameliyat sırasında damarları bağlama yöntemini geliştirmiş olmakla beraber bu uygulama orta çağda terkedilmiş, cerrahlar kanamayı durdurmak amacıyla güdüğü kaynayan yağa batırmak yöntemine başvurmuşlar ve 16. yüzyıla kadar protez yerine sadece pilon tipi tahta destekler kullanılmıştır.

Fransız ordusunun cerrahı olan Ambroise Pare 1529 yılında tekrar damarı bağlama sistemini getirmiş, Morel ise 1674 yılında turnikeyi kullanmaya başlamış, böylelikle amputasyon ameliyatlarında ve protez yapımında yeni bir dönem açılmıştır (60).

1969 yılında, tarihte ilk olarak Verduin, diz ekleminde harekete olanak veren bir diz altı protezi yapmış (Şekil 1) ancak 1826 yılında bu protez tipi tekrar Serre tarafından geliştirilinceye kadar kullanılmamıştır. Bu tarihten itibaren klasik diz altı protezi olarak geniş uygulama alanı bulmuştur (64).

19. yüzyılda Lord Lister'in aseptik tekniği geliştirmesi ile amputasyon ameliyatlarında da daha düzgün güdükler elde etmeye yönelik çalışmalar baş-

lamıştır. Fransız Chopart, Lisfranc, Rus Pirogoff, İtalyan Gritti, İngiliz Stoches, Carden ve Syme bugün hala önemlerini korumakta olan ameliyat tekniklerini bu dönemde geliştirmişlerdir (60).



Şekil 2
American Academy of
Orthopaedic Surgeons
Orthopaedic Appliances
Atlas

1867 yılında, Kırım ve İtalyan harpleri sırasında Comte de Beaufort, biri dizi bükük tutan, iki değişik diz altı protezi yapmıştır (Şekil 2) (60).

Görülüyor ki harpler, amputasyon ve protez tekniklerindeki gelişmelerde en önemli etken olmuşlardır.

I. Dünya Savaşının bu alandaki en büyük katkısı, cerrah ile protezi yapan kişinin işbirliği yapmaları gerektiği görüşünün önem kazanmasına neden olmasıdır.

1918 yılında Dr. Philip Wilson, geçici protezin ameliyattan 6 hafta sonra takılabileceğini ve 6 ay sonra hastanın kalıcı protezini kullanabilir hale gelebileceğini ileri sürmüştür (60).

Sineplastinin yaygın olarak kullanılması gene I. Dünya Savaşını takip eden yıllara rastlamaktadır.

Ampute rehabilitasyonunun ekip çalışması gerektirdiği görüşü 2. Dünya Savaşı ile birlikte pekişmiş ve çeşitli ülkelerde bu alandaki çalışmalar, ulusal düzeyde devlet yardımı ile yürütülmeye başlanmıştır (6).

Ameliyatı takiben hemen protez kullanılması ve 1,2 gün içinde kısmi ağırlık verilmesi ilk olarak 1950'lerin sonuna doğru Berlemout tarafından uygulanmıştır (13,48).

1957 yılında California Üniversitesinde PTB protezinin geliştirilmesi diz altı amputelerin rehabilitasyonunda önemli bir dönüm noktası sayılabilir (34).

1959-60 yılları arasında görülen thalidomid faciası ve tıptaki gelişmelerle birlikte yaşlı ampute nüfusun artması, ampute rehabilitasyonunun öncelliğini korumasındaki önemli etkenlerdendir (60,64).

DİZ ALTINDA AMPUTASYON SEVİYELERİ ve SEVİYİYİ ETKİLEYEN FAKTÖRLER :

Günümüzde amputelerin %70-%80 l arını vasküler hastalıklara, özellikle ateroskleroza bağlı olarak bacaklarını kaybetmektedirler (22,23,24,27,32,39).

Yarayı bir an önce iyileştirmek amputasyonu yapan cerrahın tek kaygusu olursa, çoğunlukla diz üstü amputasyonu yapma yoluna gidecektir. Hatta bazı cerrahlar arasında halâ "gangrenin seviyesi ayak parmaklarının üstüne çıkmışsa, diz üstü amputasyonu yapmak zorunludur" görüşü geçerlidir.

Oysa ki amputasyon tedavinin sonu değil, başlangıcı sayılmalı ve amputasyon seviyesini saptamada tek etkenin patoloji olmadığı unutulmamalıdır. Patolojinin yanısıra anatomik, cerrahi, prostetik ve hastaya ait kişisel faktörler de göz önüne alınmalıdır.

Rehabilitasyon açısından özellikle geriatric hastalarda, diz eklemine korumanın önemi bilinmektedir(2,8,14,16,17,32,52,62).

Bir de vücut ağırlığını taşıyan saha yere ne kadar yakın olursa amputenin protezle yürüyüşü ve dengesi o kadar iyi olur. Oysa, diz altından ampute edilen bir hastanın güdüğünün ucuna yük vermek normalde imkansızdır. Çünkü kemik ucu ile protez arasında kalan yumuşak doku, vücut ağırlığının baskısına dayanamaz, yük taşıyıcı yeni noktaların veya bölgelerin bulunması gerekir(11). Bu amaca yönelik olarak geliştirilmiş 2 diz altı amputasyon ameliyatı pekli vardır; Ertl amputasyonu (osteoperioatal köprü) ve Frank amputasyonu.

Frank amputasyonu tekniğinde diz eklemi korunmaktadır. Patellar tendonla beraber tibiadan çıkarılan tüberositos tibia, çok kısa olarak kesilen tibianın alt yüzüne tesbit edilmek suretiyle güdük ucu yük taşıyabilir hale getirilmektedir. Oysa 5 cm. den kısa diz altı güdüklerinde, patellar tendona yük vermek oldukça zor olduğu için, bu tip amputelere yapılacak protezler ya klasik uyluk korseli olarak yapılabilir veya diz 90° fleksiyona getirerek protez yapılır. Frank amputasyonunda ise yük, güdük ucunda taşınmakla beraber, mediolateral stabiliteyi sağlamak için, lateral eklem ve uyluk bandı ilavesi zorunluluğu vardır (11).

Ertl amputasyonunda ise sorun diz eklemine koruyabilmek değildir. Güdük ideal diz altı boyunda olabilir. Burada amaç, güdük ucunda vücut ağırlığını taşıyabilecek bir saha elde etmektir. Tibia ve fibulanın uçları kemik ve periostla birbirine bağlanır. Zamanla kemik ucunda sağlam bir köprü oluşur ve 8-9 ay sonra güdük ucu yük taşıyabilir hale gelir.

İdeal diz altı amputasyonunda güdüğün uzunluğu tibial platodan 12.5 - 15 cm.dir. Vasküler nedenlerle ampute edilen hastalarda bu uzunluk tibial platodan 7.5-12.5 cm. tutulabilir (4,8,11,19,35,39). Ancak tibial platodan itibaren sadece 5 cm. bile kalmış olsa, enerji harcaması diz üstüne göre çok daha az olacağından, diz altı amputasyonu yapma yoluna gidilmelidir. Ayrıca dizde görülebilecek fleksiyon kontraktürü de, diz altı amputasyon seviyesini saptamada önemli bir etkidir. Fleksiyon kontraktürü varsa, güdüğü kısa tutma zorunluluğu doğacaktır. Fleksiyon kontraktürü 25° 'yi geçerse, hem kuadriseps hem de diz fleksör kaslarında görülen zayıflık nedeniyle, topuk temasında stabilite bozulacak ve ampute bu durumu kompanse edebilmek için karşı taraf kalçasını yükselterek (Vaulting) yürüyecektir (31). 30° 'yi geçmesi halinde normal boydaki bir güdüğe diz altı protezi yapmak imkansız hale gelir (11, 38). Uzun güdükte ise, 15 derecenin üzerinde fleksiyon kontraktürü olan hastaya protez ile yeterlilik kazandırılabilceği çok şüphelidir (39).

Diz çevresindeki bağlardaki gevşeklik nedeniyle diz stabilitesinin bozulması da, diz altı amputasyonu yapmanın ne denli doğru olacağını düşündürülebilir. Ancak, bu sakıncayı gidermek için, amputasyon seviyesini yükseltmek yerine, stabiliteyi arttırıcı bir protez seçmek daha doğru olacaktır. Örneğin çok ciddi bir instabilite varsa PTS protezi yetersiz kalacaktır; bu durumda lateral barlı, lateral eklemli, uyluk bantlı veya uyluk korseli konvansiyonel diz altı protezi kullanılmalıdır.

Diz altı güdüğünü kas-tendon kavşağından daha uzun tutmanın hiçbir yararı olmadığı ileri sürülmektedir. Uzun güdük amputenin algı alanını arttırabilir ama bu bölgenin tendinoz yapısı biomekanik olarak bir yarar sağlamaktan uzaktır, kaldı ki bölgenin dolanımı da iyi değildir.

İdeal boyda bir diz altı amputasyonunun yapılması halinde, gastroknemius dışında diz eklemine kat eden tüm kaslar normal insersiyolarını koruyacaklardır. Esas görevi, diz ve ayak bileği eklemlerinin uyumlu bir şekilde çalışmasını gerçekleştirmek ve ayağı stabilize etmek olan gastroknemiusun bu fonksiyonlarını yerine getirmesine zaten olanak kalmamıştır. Ancak güdüğün distalinde uygun bir insersiyon sağlanırsa;

- 1) Güdüğün posteriorunda, soket tarafından güdüğe bindirilen kuvvetleri absorbe edebilecek geniş bir alan elde edilmiş olur.
- 2) Diz üzerindeki kontrol artar.
- 3) Gastroknemius kasıldığında aktif bir venöz pompa şeklinde çalışır.
- 4) Soketle geniş bir yüzeyden temas sağlanacağından, propriosepsiyon ve suspansiyon olumlu etkilenir.

5) Gastroknemiusu besliyen damar, 2 başının arasında, derinde ve tibial epikondil seviyesinde bulunduğundan beslenmesi iyidir, canlılığını koruma şansı diğer kaslara oranla yüksektir.

Bu nedenle aterosklerozda uzun posterior flap kullanma yoluna gidilir.

Normal uzunluktaki bir güdükte diğer kasların izometrik olarak çalışacağı ve güdük şeklinin, kuvvetinin, suspansiyonun bu durumda olumlu olarak etkileneceği varsayılabilir ama bu zorunlu değildir ve bazı özel durumlarda örneğin yaygın gangrende diğer kasların tümüyle çıkarılmaları da mümkündür.

Diz dezartikülasyonundan farklı olarak ayak bileği dezartikülasyonu yapmanın hastaya hiçbir yararı olmayacaktır, çünkü vücut ağırlığı gene patellar tendonda taşınacak, üstelik o bölgenin beslenmesi bozuk olduğundan ileride sorun ortaya çıkarabilecektir. Buna karşın ayak bileği dezartikülasyonunun bir varyasyonu olan Syme amputasyonu, alt ekstremitenin en çok tercih edilen amputasyon şeklidir.

Syme amputasyonu, ilk olarak James Syme tarafından 1842 yılında ayak bileği dezartikülasyonu olarak yapılmış, sonra kendisi tarafından modifiye edilerek güdük ucuna tam yük verilebilir şekle getirilmiştir. Bu ameliyat şeklinde, tibia ve fibulanın malleol çıkıntıları düzleştirildikten sonra elde edilen geniş yüzeyin üzeri topuk derisi ve deri altı dokularıyla birlikte kapatılır. Böylelikle güdük ucunda, üzerinde vücut ağırlığının taşınabileceği, beslenme sorunu olmayan, fibro-elastik bir yastık elde edilmiş olur (11,43).

Ayağın ön kısmındaki deformiteler, topuk derisi canlılığını korumak şartıyla ayağın orta kısmında meydana gelen travmalar, ekstremitte distalinde duyu bozukluğu meydana getiren hastalıklar, konjenital kısalıklar, özellikle bilek nabzının alınabildiği periferik vasküler hastalıklar gibi nedenlerle Syme amputasyonu yapılabilir (43).

Syme amputasyonunun yararlarının şöylece özetlemek mümkündür:

- 1- Vücut ağırlığı güdük ucunda taşınır, dolayısıyla hastanın dengesi gayet iyidir, eğitim süresi kısadır. İlk başlarda ağırlığın sadece bir kısmı, sonra tamamı güdük ucuna verilebilir. Alçı sargı yapma suretiyle kısmi ağırlık vermeye ameliyatı takip eden ilk hafta içinde başlanabilir.
- 2- Güdük boyu protez ayak yerleştirmeye olanak tanıyacak kısalıktadır.
- 3- Hasta protezini kullanmadan da kısa süreler için yürüyebilir. Bunun sakıncası yorgunluk meydana getirmesidir.

- 4- Fantom ağrısı nadiren görülür.
- 5- Uygun bir protez yapılmışsa hastanın ağır işlerde çalışması mümkündür.
- 6- Güdükte beslenme yetersizliği nadiren görülür.
- 7- Distal tibial epifiz korunmuş olacağından büyüme çağındaki çocuklarda tercih edilir.

Bu yararlarına karşın tek sakıncası yapılacak protezin estetik olmayışdır (11,39,43).

Kalkaneus'un posterior parçasının tibia ucuna eklendiği Pirogoff ve distal parçasının tibia ucuna eklendiği Boyd amputasyonlarında ise güdükler çok uzundur, zamanla topuğun anatomisi bozulur ve güdük ucuna yük verebilmek için geçmesi gereken süre uzayabilir (39).

Ayağın arka kısmında veya midtarsal bölgeden yapılan tüm amputasyonlarda ise kas dengesizliği problem yaratır. Tendon transferinin yapıldığı durumlarda bile bu kas dengesizliği sorunu tamamen çözümlenmiş olmaz, zamanla güdükte görülen deformasyon ekino-varusa neden olur. Midtarsal bir amputasyon olan Chopart'ta (kalkano-kuboid, talo-naviküler) ayrıca kalkaneusun anterior inferiorunda kallus formasyonu görülür (39,40). Tarsometatarsal bir amputasyon olan Lisfrank amputasyonu da gene kas dengesizliğine bağlı olarak ekino varus gelişmesine neden olabilir.

Genellikle ayağın ön kısmında görülen şiddetli ezilmeler nedeniyle başvurulan bu iki amputasyon şeklinde, yara iyileşmesi 3. hafta sonunda gerçekleşir ve hasta protezini kullanabilir hale gelir (40). Lisfrank amputasyonunda hasta protez yerine modifiye edilmiş potin kullanabilir (11,40). Ancak binen kuvvetlerin güdüğe zarar vermemesi için her iki amputasyon tipinde baldırı içine alan protez kullanılmasının tercih edilmesi, diğer sakıncalarının yanısıra bayanlar için estetik sakıncanın da eklenmesine neden olur. Zaten amputasyona neden olan lezyon, transmetatarsal bir amputasyona olanak vermiyorsa, Syme amputasyonuna gidilmesinin uygun olacağı görüşü, aksini savunanlar bulunmakla birlikte, hakimdir (28,39,40). Ancak, amputenin protezsiz gezmesinin söz konusu olduğu toplumlarda, örneğin Pirogoff amputasyonunun yararı açıktır.

Transmetatarsal seviyeden yapılan amputasyonda, iyi beslenen bir plantar flapa gereksinme vardır. Hastaların dikkatli seçilmesi gerekir. Genellikle nasır kesme sonucu gelişen enfeksiyon önlenemediği için ve benzer durumlarda bu amputasyona gidilir. Amputasyon metatars bağlarının hemen proksimalinden yapılır. 6 hafta süre ile ağırlık verilmez. Yaranın geç kapanması sık

rastlanan bir durumdur. Tam iyileşme sağlandıktan sonra başta normal bir terlik giyilebilir. Ağırılık taşıyabilecek genişçe bir saha vardır, ancak metatars başlarının olmayışı, yürümenin itme fazının sağlayacağı aksele-rasyon etkisini ortadan kaldıracığından yorulma görülür.

Pençe-ayak (Claw-foot) deformitesinde, parmaklardaki pençeleşmenin sabitleştiği, metatarsfalangeal eklemlerde dorsal dislokasyonun görüldüğü ve konservatif tedavilerle sonuç elde edilemediği durumlarda, bütün parmak-ların amputasyonuna gidilebilir. Baş parmak dışındaki parmakların amputasyonu yürümeye herhangi bir problem doğurmaz. Baş parmağın amputasyonu ise, hızlı yürüme esnasında parmak kalkışı fazının tam gerçekleştirilemeyeceği nedeniyle gene yorulmaya yol açacaktır (39,40).

Amputasyon nedenleri de seviyenin saptanmasında etkili olmaktadır. Amputasyonu zorunlu kılabilen ol n durumları önem sırasına göre şöylece sıralamak mümkündür.

- 1) Periferik damar hastalıkları
- 2) Tümöral nedenler
- 3) Travmalar
- 4) Kronik enfeksiyonlar
- 5) Paraliziler, deformiteler, kemikler arasında büyüme farklılıkları
- 6) Konjenital ekstremitte eksiklikleri ve diğer nedenler.

Kuzey Avrupa ve Amerika'da yapılan bio_istatistik çalışmalarda, amputasyon nedenleri arasında 1. sırayı damar hastalıkları, 2. sırayı ise tümörler alır-ken (24,32,39) bu konuya ilişkin yeterli istatistiki veriler bulunmamakla birlikte 1968-1975 yılları arasında Hacettepe Üniversitesi Ortopedi ve Trav-matoloji Bölümünde 248 hasta üzerinde yapılan çalışmalarda ikinci sırayı trav-maya bağlı amputasyonların aldığı görülmüştür (1).

1975-1980 yılları arasında ünitemize protez yaptırmak üzere başvuran 340 hasta üzerinde yapılan bir taramada hastaların %69.7'sinin travma, %10.9'unun damar hastalığı, %3'ünün tümör, %10,3'ünün konjenital nedenlerle, %6.1'inin ise çeşitli nedenlerle ampute edil kleri görülmüştür. İlginç bir nokta, travma sonucu ampute edilen tüm hastalarda, travma nedeni olarak ikinci sırayı tren kazalarının almasıdır. Alt ekstremitte amputelerinde travma nedeni olarak birinci sırayı trafik kazaları, üst ekstremitede ise iş kazaları almaktadır.

Kötü huylu bir tümör söz konusu olduğunda, örneğin bir osteosarkomda, amputasyonu tümörün üstündeki eklemin üstünden yapma geleneği vardır. İyi huylu tümörde ise, amputasyon seviyesini belirleyen öge, baskı nedeniyle

oluşturduğu harabiyettir. Tabiidir ki tümörün niteliğinin yanısıra metastasin olup olmadığı da göz önünde tutulmalıdır.

Travma da ise kural, kurtarılabilen tüm dokuyu kurtarmaktır. Durum elverişince cimri davranılır ve myoplasti gibi işlemler sonraya bırakılır (39).

Rekonstrüktif cerrahinin mümkün olmadığı, lokal ve sistemik antibiotiklerin sonuç vermeyeceğinin anlaşıldığı durumlarda, enfeksiyonun sistemik etkilerinden korunmak amacıyla amputasyona gidilebilir. Amputasyonu enfeksiyonun üstündeki bir seviyeden fakat eklem üstüne çıkmadan yapmak ve yarayı kapalı tutmak tercih edilmelidir.

Deformite, paralizi, kemikler arasında büyüme farklılıkları ve konjenital ekstremité noksanlıklarında hayat kurtarmak söz konusu değildir, dolayısıyla dikkate alınması gereken pek çok faktör vardır. Örneğin, özellikle kadınlarda, estetik kaygıların gözönünde tutulması gerekir. Ayrıca statik bir deformasyonu düzeltmeyi amaçlarken, hareket ile ortaya çıkan çirkin bir görünüm yaratmamaya dikkat edilmelidir. İki alt ekstremité arasında 14 cm.'i geçen bir boy farkı varsa, kişinin bunu kısa taraf pelvisini düşürmek, ayağını ekine getirmek, karşı taraf dizini fleksiyona getirmek gibi hareketlerle kompanse etmesi mümkün olmayacak ve amputasyon endikasyonu ortaya çıkacaktır (56).

Kısacası deformite nedeniyle amputasyon öneriliyorsa hastanın beklenti ve gereksinimlerini yakından tanımak, biomekanik ve prostetik olanakları etraflıca bilmek gerekir.

Periferik damar hastalıklarına gelince, trombus, emboli, donma ve kimyasal gangren gibi akut vasküler hadiselerde, cerrahın amputasyon seviyesini saptamakta fazla bir seçeneği yoktur (39). Hastanın genel durumu, nabızlar, anjio verileri, duyu motor seviyeleri, demarkasyon hattı gibi bulgulara bakılarak seviyeyi acilen saptama zorunluluğu vardır. Hatta akut damar tıkanıklıklarında demarkasyon hattını beklemek, bazen zaman kaybına neden olabilir (4).

Damar hastalıklarından en önemlisi olan ateroskleroz çoğunlukla 60 yaşın üstünde ve daha ziyade erkeklerde görülür, ayrıca körlük, artirit ve diabet gibi hastalıklarla birlikte görülme oranı yüksektir.

Şiddetli ağrı ile seyreden iskemik nöropati gibi durumlar dışında, genellikle nekrozun açık kanıtları görülmeden önce amputasyona gidilmez.

Kan akımının durumunu saptamada pletismografi, ossillometri, deri ısı testleri ve arteriografi gibi bazı yardımcı yöntemler geliştirilmiştir.

Doku canlılığının derecesini saptamada klinik muayene ile desteklenen arteriografi en güvenilir yöntemdir. Ancak arteriogramda, çapı 1-2 mm.'nin altındaki damarlar gözükmeyeceğinden, arteriografinin durumu olduğundan daha kötü göstereceğini ve arteriovenöz kapiller dolaşımı yetersiz ekstremitelere anjio için artere verilen radyo opak maddenin, vazospazma neden olarak bazen patolojik olayı hızlandırdığını unutmamak gerekir (4,8,39).

Burgess arteriogramlarında yüzeysel femoral arteri tamamiyle tıkanmış görünen pek çok hastada, başarılı diz altı amputasyonları yaptığını belirtmektedir (5).

Klinik muayenede periferik nabızlar, lokal sepsis ve ödem yaygınlığı, duyu kaybı, kılların dökülmesi gibi öğeler göz önünde tutularak dokunun canlılık derecesine karar verilir.

Skaning zamanı kısaltılıp, okuma yöntemleri geliştirilebilirse termograf ile doku canlılığı hakkında oldukça anlamlı bilgiler elde etmek mümkün olabilir. Ayrıca termal harita, deri flaplarının yerinin de en doğru şekilde saptanmasına yardımcı olabilecek bilgiler verebilir (35).

Aterosklerozda garip bir paradoks vardır. Hastalık ne kadar genç yaşta başlamışsa, o denli yavaş ilerler ve kollateral dolaşımın gelişme olasılığı o kadar yüksektir. Dolayısıyla genç hastalarda, genellikle distal seviyedeki amputasyonlar yeterli olmaktadır. Ayrıca, kollateral dolaşımın yeterli olmasının yanısıra, arterio-venöz kapiller sistemin tıkanmaya katılmadığı vakalarda, ekstremitenin kurtulma şansı, tıkanmanın üzerinden uzun zaman geçse de vardır (4).

Periferik vasküler hastalık nedeniyle ampute edilenlerde sıklıkla rastlanan komplikasyon diabettir (8,23). Wilson 1964 yılında, vasküler nedenlerle ampute edilen hastaların %21-42'sinin diabetli olduğunu belirtmiştir (39).

Diabetin amputasyon seviyesi üzerine etkisi değişik durumlarda farklı olabilmektedir. Örneğin aterosklerozla birlikte görülen diabette, genellikle vücut direnci düşüktür, ayrıca serebral skleroz da görülebileceğinden, amputasyon seviyesini düşük tutma amacıyla hastanın uzun süre hastanede yatırılarak izlenmesi tehlikeli olabilir. Bu durumda, hastayı bir an önce ayağa kaldırmak için, amputasyonda liberal davranılabilir. Bunun tam aksine, damardaki bozukluklardan bizzat diabet sorumlu olabileceği gibi, nöropatiye neden olarak distal bir amputasyonu gerektirebilir. Açıktır ki ayağın ön kısmında gangren gelişmiş olan ve proksimalde duyu kaybı bulunan, posterior

tibialinden nabız alınabilen diabetli bir hastayı diz üstünden ampute etmek hatalı olur (4,39).

Diabette amputasyon seviyesini düşük tutmak amacıyla alınabilecek önlemler, hastanın perhizine dikkat etmek, yara iyileşmesini olumsuz şekilde etkileyebilecek olan kansızlığı gidermek ve preoperatif fizyoterapi programı ile hastaya mobilite kazandırmak şeklinde özetlenebilir.

Buerger'de ise amputasyon olabildiğince distalden yapılmalıdır. Hastalığın ilerleyici olduğu ve hele hastalar sigara içmeye devam ettikleri takdirde, zamanla diğer ekstremitede de amputasyon gerekebileceğini hatırla tutmalıdır (4).

Hastanın daha önce bir ekstremitesinin ampute edilmiş olması da seviyeye doğrudan etki eden faktörler arasında sayılabilir. Örneğin daha önce diz üstünden ampute edilip rehabilitasyon sonucu yürümeyi öğrenmiş bir hastada diz altı amputasyonu tercih edilir. Oysa ki hasta hiç yürüyememiş ise, diz altı amputasyonu yapmak sakıncalı olacaktır. Diz üstü veya diz dezartikülasyonu amputasyonu yapılarak, "rocker pegs" denilen kısa pilonlarla yürütülmeye çalışılması çok daha anlamlıdır (17,39).

Amputasyon seviyesine etki eden bir diğer faktör ise, kullanılan ameliyat teknikleridir. Re-amputasyon tehlikesinin doğmaması için, şu hususlara dikkat edilmelidir;

- i) Mümkün olduğunca çok kollateralin sağlam kalabilmesi için ana arter ve venler tek tek ve durumun elverdiğince distalden bağlanmalıdır.
- ii) İskemik, parçalanmış sinir lifleri güdük ve fantom ağrısına neden olduğundan, sinirler tek bir darbe ile ve proksimalden kesilmelidir.
- iii) Güdük ucunda hematom oluşması tehlikesini önlemek için drenaj kullanılmalıdır.
- iv) Kemik ucunda diken oluşmasına neden olabilecek periost parçalarının bırakılmamasına dikkat edilmeli, kemik uçları yuvarlanmalıdır.
- v) Ameliyat sonrası ödem önleyecek (ki hastaların %20'sinde re-amputasyona neden olabilmektedir) post-operatif bakıma dikkat edilmelidir. Ameliyattan hemen sonra uygulanan geçici protezlerin yaygınlık kazanması ile bu sorun çözümlenmektedir (6,7,13,28,29,39,48,58).

Amputasyon yaşı da seviyeyi etkileyen faktörlerden biridir. Kemik gelişimini tamamlanmamış bir kişide yapılan amputasyon, uzun kemiklerin şeklinde ve iç yapısında bazı değişikliklere neden olur. Örneğin 10 yaşından önce yapılan diz altı amputasyonlarında, güdük kemiklerinde bir süre sonra valgus ve

anteroposterior eğrilikler gelişebilir (28). Bu deformiteler güdüğü kısa tutarak değil, uygun protez seçimi ile giderilmeye çalışılmalıdır. Örneğin üç nokta prensibinin uygulanabileceği lateral barlı, uyluk bandlı PTB, PTS protezleri yapılabilir.

Çocuklarda distal tibial epifiz korunmaya çalışılmalıdır. Bunun mümkün olmadığı durumlarda yaygın deri kaybı olsa bile, greftleme yoluna gidilmeli ve güdük boyu uzun tutulmalıdır. Çocuklarda yapılan greftler, sürtünme ve baskılara karşı daha dayanıklı olur. Zaten PTB protezinin kullanıldığı güdüklerde sürtünme ve baskı sorunu fazla değildir (11,35).

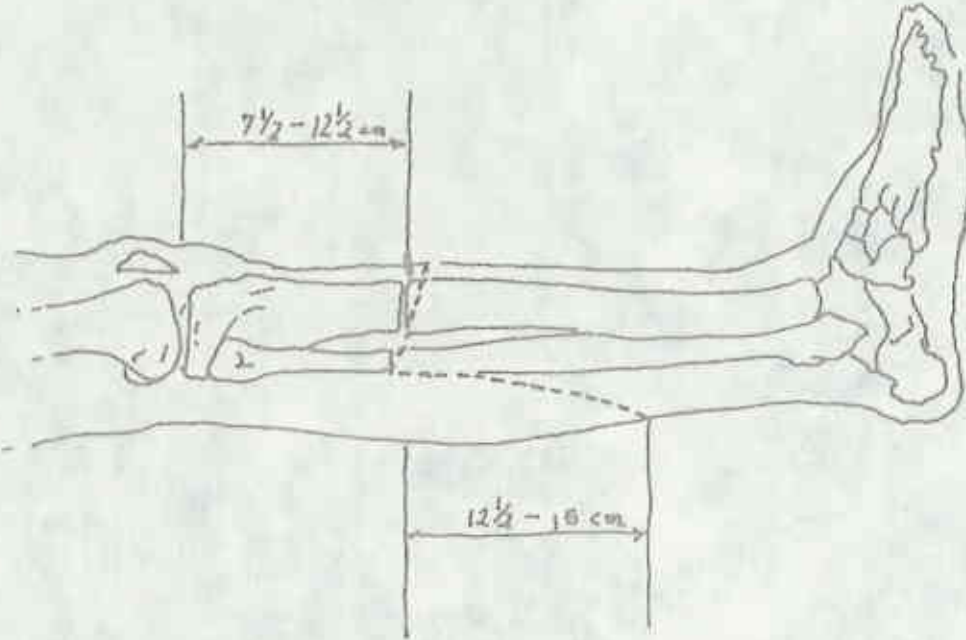
Güdüğün uzun tutulması, ilerde kemiğin yumuşak dokulara özellikle deriye oranla fazla uzaması sonucunu doğurabilir (35). Bu oransız büyüme en çok 6-10 yaşları arasında ve daha çok fibulada görülür. Ameliyatla periostta bir değişiklik meydana getirilmemiş ise, konjenital amputelerde bu tür büyümelere rastlanmaz (28). Oransız büyüme sonucu, güdük ucunda mahmuza benzer kemik çıkıntılar oluşabilir ama bu durum revizyon ameliyatları ile düzeltilebilir ve güdüğü kısa tutmaya neden olarak görülmemelidir. Ayrıca ameliyat tekniği olarak osteomyoplastinin kullanılması halinde bu sakınca büyük ölçüde ortadan kalkar (35).

DİZ ALTI AMPUTASYON AMELİYATLARI :

Amputasyonun damar hastalığı veya diğer bir nedene bağlı olarak yapılmış olmasına göre yöntem değişikliği olacağından her iki durum ayrı ayrı ele alınarak anlatılmaya çalışılacaktır.

A) İskemi Durumunda Diz Altı Amputasyon Ameliyatı :

Damar hastalıklarında amputasyon seviyesi tibial platodan itibaren 7,5-12,5 cm. arasında tutulmakta yani, kısa bir güdük amaçlanmaktadır (5,8, 13,35). Bacağın posteriorundaki dolaşım, anterior veya anterolateraldeki dolaşımdan daha yeterli olduğundan, rutin olarak kısa anterior, uzun posterior flap kullanılır. Uzun posterior flap kullanılması halinde önde oluşacak olan skar dokusu aşırı duyarlı ve çevre dokulara yapışmış değil ise protez kullanımında, özellikle tam temaslı PFB protezinin kullanımında bir sorun doğurmaz. Anterior deri flapı tibiayla aynı seviyede veya tibiadan 1-1.5 cm. kadar uzun tutulur. Posterior flap ise, zararlı bir gerilime yol açmadan, derinin güdük dokularını kaplayabilmesi için bundan 12.5-15 hatta bazen 20 cm. kadar uzun tutulur(Şekil 3) (5,13,35).



Şekil 3

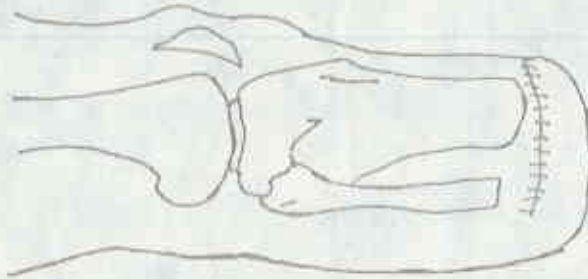
Lower-Limb Prosthetics, New York University

Bu flapların yeri, deri üzerinde işaretlendikten sonra anterior insizyon ile derin fasyada tibiaya kadar inilir. Burada periosteum 2.5 cm. kadar kemikten sıyrılır. Anterolateral adaleler intermüsküler septuma dek ayrılır.

Tibia öngörülen seviyeden, fibula ise bundan 1 cm. kadar daha kısa kesilir. Yumuşak dokular fibula ve tibianın posteriorundan, posterior deri flapının seviyesine kadar disekte edilir ve böylelikle güdük dokuları tamamiyle ayrılmış olur. Tibianın anterior ve medial köşeleri törpülenerek yuvarlatılır (5,35).

Sinirler ve damarlar, ameliyat esnasında yeri geldikçe tek tek ele alınır. Sinirlerin hafifçe çekilerek, belirli bir gerilim altında tutulup, keskin bir bıçakla ve tek darbe ile kesilmelerine dikkat edilmelidir. Bunları ezme veya koterize etme yoluna gidilmemelidir. Ana sinirler kesilmeden önce ayrılma noktasının hemen üstünden ince bir dikişle bağlanmalıdır. Bu sayede siniri besleyen damardan kanın sızması önlenmiş olur. Ayrıca bu yöntem lokal nöromaların oluşmasını, çevre dokulara yapışaklıkları ve gereksiz büyümeleri önler. Damarlar ise, izole edilip bağlandıktan sonra kesilir. Damar hastalığının özelliği bazen damarların kesilmeden önce diatermi ile yakılmalarını gerektirebilir.

Gastrosoleus ve derin fleksör grup adalelerden oluşan kas kitlesi uygun şekle sokulur; adale flapı olarak anterolateral adalelerin derin fasyası ve tibia periostunun önüne dikilir. Gastroknemiusun medial ve lateralinden gerekli fazlalıkların alınması ile, kemik ucunda stabilize olan, düzgün görümlü bir muskulo-fasyal flap elde edilmiş olur. Daha sonra derinin öne çevrilerek dikilmesi sırasında, güdüğün medial ve lateralinde oluşacak olan köpek kulaklarının düzeltilmesi amacıyla derinin fazlaca alınması, dolanım bozulmasına neden olacağından, bu konuda cimri davranılmmalıdır (Şekil 4) (5,35).



Şekil 4

B) Damar Hastalıklarına Bağlı Olmayan Diz Altı Amputasyon Ameliyatları :

İskemi dışındaki nedenlerle yapılan amputasyonlarda tercih edilen yöntem osteomyoplastidir (5,7,8,10,13,35,59). Osteomyoplasti yapma olanağı varsa kuşkusuz vasküler nedenlerle ampute edilen hastaların da yararına olur; ancak osteomyoplasti esas itibariyle rekonstrüktif cerrahiye giren, posterior flap ameliyatına oranla uzun süren bir ameliyattır ve kası kemiğe bağlamak için yapılan dikişlerin kasin dolaşımını olumsuz yönde etkileme olasılığı vardır (5).

Amputasyon, kas tendon kavşağının hemen üstünden yani tibianın 1/3 alt seviyesinden yapılır. Böylelikle güdük boyu tibianın total uzunluğuna göre değişmekle beraber, tibial platodan itibaren 12.5-15 cm. kadar olacaktır. Fibula ise tibia ile aynı seviyeden kesilir.

Osteomyoplasti oldukça yeni bir amputasyon şeklidir. Bu alandaki ilk çalışmaları 1949 yılında Ertl, 1952 de Mondry ve 1962 de Loon yapmışlardır (35). 1960 senesinde Dederich, agonist ve antagonist kasların uçlarını karşılıklı olarak kemiğe tesbit etmeksizin, birbirine dikmiş-ki bu yönteme myoplasti denilmektedir-ve bu sayede insersiyosu kaybolan kasin retrakte olmasını ve bundan doğan sakıncaları önlemiştir (10).

Agonist ve antagonist kasların karşılıklı olarak dikilmeleri durumunda, kaslar izometrik olarak kasılma özelliklerini, dolayısıyla tonuslarını korurlar. Bu sayede dolanım bozukluğu, kaslarda atrofi ve buna bağlı olarak yağ dejenerasyonu gelişmesi önlenmiş olacağı gibi elde edilen silindirik güdük, ağırlığın bir kısmının patellar tendon dışındaki bölgelere de verilebileceği tam temaslı soket yapımına uygun olacaktır (10). Böylelikle, ağırlığın bir kısmı yumuşak dokular aracılığı ile güdük kemiği üzerinden geçeceğinden, aralıklı olarak basınç altında tutulmuş kemikte osteoporoz gelişimi önlenecektir (10,56). Kasların uygun boy-gerilim ilişkisi altında birbirine bağlanması ile, merkezi sinir sistemi, ekstremitenin boşluktaki konumu hakkında yeterli bilgileri almaya devam edecektir. Dolayısıyla kaslar, aktif propriosepsiyon organları olma özelliklerini koruyacaklar ve elektrik aktivitelerinde bir düşme görülmeyecektir (7). Bu yararlarının yanısıra, giyotin amputasyonlarında görüldüğü gibi, iş ortaya çıkarmayan izotonik kasılma sırasında, derinin retrakte olan kasla birlikte yukarı çekilerek kollabe olması önlenmiş olacaktır (10). Ayrıca myoplasti yapılan hastalarda fantom hissini ve ağırlığının minimize edildiği görülmüştür (7,10).

Myoplasti, özellikle amputasyon sonrası kas dengesinin ciddi bir şekilde zedelendiği diz üstü amputasyonlarında önemlidir ama amputasyondan amaç

"dinamik, duyulu, fonksiyonel bir uç organ yaratmaktır" görüşünden hareketle diz altı amputasyonlarında da rutin olarak kullanılması önerilmektedir (5,7,8).

Myoplasti, tüm yararlarına karşın, karşılıklı olarak dikilen kasların kemik ucundan öne, arkaya ve özellikle yanlara kayma tehlikesini önlemez. Bu sakıncayı çözümlemek amacıyla, Weiss 1966 yılında, kesilen kasların uçlarını veya tendonlarını kemik ucunu delerek kemiğe tesbit etmiştir. Bu yöntem myodesis adı verilmektedir. 1968 yılında Murdoch, Dederich ve Weiss'in tekniklerini birleştirmiş, ayrıca, periost ile kemik medullasını kapatmıştır.

Osteomyoplasti adı verilen bu yöntemle daha önce sayılan faydaların yanısıra, derin venlerin kan akımına kolaylaştıran hafif intramedullar artı basınç korunmuş, güdük kemiklerinin daha fazla ağırlık taşımalarına olanak verilmiş, özellikle çocuklarda görülen, kemik-yumuşak doku arasındaki oransız büyüme bir ölçüde önlenmiş olmaktadır(10,35). Kısacası, osteomyoplasti uygulamasının yaygınlaşması ile, "patolojik organ" yerine "fizyolojik güdük" anlayışı yerleşmeye başlamıştır.

Ampute rehabilitasyonu açısından osteomyoplasti ameliyatını takiben uygulanan yöntemler, posterior flap ameliyatı ile aynıdır.

Post operatif olarak derin drenaj kullanılır. Güdük alçı sargı ile sarılır ve durum elverişse ameliyatı takiben 24-48 saat içinde protez kullanımına geçilebilir. Elastik dokulu bir alçı sargı (Paris alçası) kullanılması tercih edilir. Ameliyattan 48 saat sonra direnler çıkarılır; ameliyat masasında ilk ameliyat sargıları üzerine yapılan alçı sargı alçı ile kuvvetlendirilir, ucuna bir metal boru, borunun altına prostetik ayak takılır ve böylelikle diz ekleminin üstüne dek uzanan bu ilk alçı protez ile kısmi ağırlık verilerek ambulasyona geçilir. Hastanın ambulasyona geçebilmesi için gerekli işlemlerin tümünün ameliyat masasında gerçekleştirilmesi de mümkündür. Alçı değiştirilene kadar -ki enfeksiyon, alçının gevşemesi, çok şiddetli ağrı gibi sorunlar çıkmazsa dikişlerin alınmasından önce alçı değiştirilmez- ampute tarafa verilen ağırlık 11-12 kg.'a geçmemelidir.

Masada veya ameliyattan 24-48 saat sonra kullanılmaya başlanan bu protezin, amputenin duygusal şokunu ve ağrıyı azaltmak, güdük dokularına uyguladığı baskı sayesinde kollateral dolanımı arttırmak, güdüğün şekil kazanmasını çabuklaştırmak, ödemi azaltmak, yara iyileşmesini hızlandırmak, erken mobilizasyon nedeniyle lokal ve sistemik komplikasyonları, atrofiyi ve dizde oluşabilecek olan fleksiyon kontraktürünü önlemek gibi çeşitli faydaları vardır (6,7,29,35,59).

Post operatif olarak duyulan ağrı yaygın bir ağrıdır. Ağrının lokalize olması belirli noktalarda aşırı baskı olduğunu ve belki soketin değiştirilmesi gerektiğini gösterir.

Alçının ve dikişlerin alınmasından sonra hastaya, biyomekani prensipleri göz önünde tutularak ayarlanmış, alçı veya plastik materyalden yapılmış geçici bir protez verilir ve ampute koltuk değnekleri ile hastaneden taburcu edilir (5,58). Geçici protez uygulamasının olmadığı yerlerde dolaşıma yardımcı olmak, ödem azaltmak ve güdüğün şekil almasını sağlamak amacı ile elastik bandaj uygulamasına geçilir. Ödem azaltılması çok önemlidir çünkü ödem H⁻iyonu konsantrasyonunu arttırır ve bunun sonucu olarak ağrı görülür (10,17).

Geçici protezin sürekli kullanılması halinde, diz altı güdüğü genellikle 4-5 hafta içinde devamlı protezi kullanabilir hale gelir (5). Geçici protezin ağırlığı ortalama 1.8-2 kg. kadardır, yani aşağı yukarı kalıcı protezle aynı ağırlıktadır ve esas protezin kullanılma süresini uzatacağından ekonomik bir uygulamadır. Sullivan 86 hasta üzerinde yaptığı bir araştırmada, hastaların geçici protezlerini ortalama 99 gün kullandıklarını belirtmektedir (58).

Elastik bandaj uygulanması halinde, güdüğün protez kullanabilecek yeterliliğe ulaşması için geçmesi gereken süre, kaynaklarda 6 hafta- 3 ay olmakla beraber protez ünitemizdeki uygulamalar 6 aydan önce güdüğün tam şekil almadığını göstermektedir.

Preoperatif dönemde uygulanan fizyoterapi programı normal eklem hareketlerini devam ettirmek; atrofiyi, kontraktürleri önlemek, varsa açmak, mobilizasyonu sağlamak, kas dengesini korumak, kasları kuvvetlendirmek, güdüğün dolanımını arttırmak ve şekil vermek amacıyla yönelik olarak:

- 1) Kolları kuvvetlendirme,
- 2) Sağlam bacağı kuvvetlendirme,
- 3) Amputasyon sonrası kalacak güdük kaslarını kuvvetlendirme,
- 4) Solunum ve karın adalelerini kuvvetlendirme egzersizleri şeklinde özetlenebilir. Bu arada hastanın psikolojik olarak hazırlanması çok önemlidir.

Postoperatif devrede ise bunlara ilaveten kontraktürleri önlemek için güdüğe pozisyon verilir. Diz altı güdüklerinde dizde fleksiyon kontraktürü oluşabilir. Pozisyon verilirken kum torbalarından yararlanır. Güdük kasları izometrik olarak çalıştırılır ve aktif eklem hareketleri yaptırılır. Diz altı amputelerde özellikle kuadriseps femoris ve kalça abduktörleri üzerinde

durulmalıdır. Ameliyattan 48 saat sonra, herhangi bir komplikasyon yoksa, kol-tuk değneği ile ambulasyon egzersizlerine bağlanır ve zamanla merdiven, yokuş inip çıkma gibi günlük ambulasyon aktivitelerine geçilir. İlk alçının açılmasından sonra hastaya bandaj öğretilir. Geçici protez kullansayan hastalar bandajlarını 24 saat kullanırlar. En doğru yöntem 6-8 saatte bir bandajı açıp 15 dakika sonra tekrar sarmaktır. Geçici protez kullanan hastalar ise geceleri bandaj kullanmalıdırlar. Dikişler alındıktan sonra dinamik güdük egzersizlerine bağlanabilir (17,21).

DİZ ALTI PROTEZİNİN BİOMEKANİĞİ

Biomekanik analizin esas amacı "soket ve güdük arasındaki kuvvet ve bas-kı ilişkilerinin saptanmasıdır" denilebilir. Genel bir fizik kuralı olarak, herhangi bir ağırlığı desteklemek için elimizde horizontal bir yüzey varsa, ağırlık kadar karşı kuvvet ile, söz konusu ağırlığı desteklemek mümkün olur. Destekleyici yüzeyler vertikale ne kadar yaklaşır ise, karşı koyması gereken kuvvetler o kadar artar.

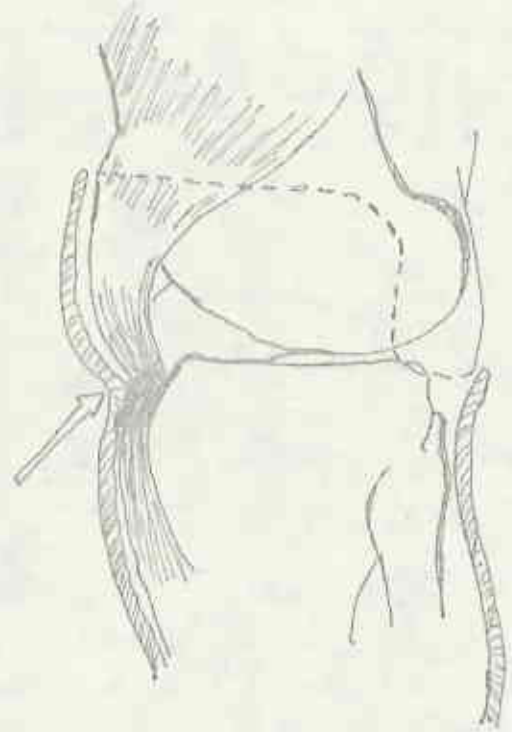
Bu prensibi diz altı güdüğüne uyguladığımızda, Syme ve Ertl amputasyonları gibi ağırlığın güdük ucuna verilebileceği amputasyonlar dışında, böyle bir horizontal destek yüzeyinin var olmadığını görürüz. Normal diz altı amputasyonlarında güdük ucu horizontal olsa bile, kemik ucu yük taşımaya uygun değildir. Dolayısıyla, güdük dik duvarları olan bir sokete yerleştirildiğinde ağırlığı desteklemek amacıyla, uyluk korsesi kullanmak zorunluluğu doğar. Uyluk korsesi, yükün bir kısmını da yan barlar sayesinde protezin soketin altında kalan kısmına aktarır, böylelikle güdükle tenasta olan soket tarafından taşınması gereken yük, önemli ölçüde azalır. Uyluk korsesinin yük taşıyıcı fonksiyonu güdüğe binen baskıları azaltmakla birlikte, kendisi de fazladan ağırlık oluşturacağı gibi, zamanla kaslarda atrofiye neden olur.

Oysa ki güdüğü hafifçe fleksiyonda tutmak (5° kadar) ve soketin ön duvarında patellar tendon bölgesine isabet eden yerde bir seki yapmak suretiyle, yükün, yani vücut ağırlığının taşınabileceği bir yüzey elde edilmiş olur ve uyluk korsesine gereksinim kalmaz.

Patellar tendon sekisi soketin diğer yük taşıyıcı bölgelerine oranla daha horizontal olmakla birlikte gene de aşağıya ve geriye doğru bir eğim göstermektedir (Şekil 5). Dolayısıyla patellar tendon sekisince desteklenen güdük, aşağıya ve geriye kayma eğilimi gösterecektir. Bu kaymayı önlemek için öne doğru bir zıt kuvvetin etki etmesi şarttır. Bu kuvvet soketin arka duvarınca sağlanır; zıt kuvveti hastayı rahatsız etmeyecek bir şekilde dağıtmak için arka duvar rahat oturmayı engellemek şartıyla yüksek tutulur (kısa güdükte patellar seki seviyesinin üstünde, ideal boy güdükte aynı seviyede, . . . uzunda ise biraz aşağıda) ve popliteal bölgede popliteal seki adını verdiğimiz yumuşak bir kavis yapılır.

Sokette tibia medial kondilinin hemen altına gelen bölgede, içeriye doğru baskı verilmesi ile, burası da yükün bir kısmını taşıyabilir hale getirilir. Gene, güdüğü bu kavisin üzerinde tutabilmek için bir karşıt kuvvete gereksinim vardır. Bu zıt kuvvet ise soketin lateral duvarının distal kısmından uygulanır.

Soket içinde güdüğün hareketi-
ni minimale indirmek amaçlandığından, PTR soketi, "total kontakt" diye anılan tam temaslı bir soket olarak yapılır. Güdük hareketlerini minimale indirmenin yanısıra böyle bir soket, venöz dönüşü yardımcı olarak ödem oluğmasını önler. Vücut ağırlığı esas olarak belirli bölgelerde taşınmakla beraber ufak bir kısmını, tam temaslı soket sayesinde tüm güdük dokularına dağıtmak, hatta bir miktar güdük ucuna vermek mümkün olur ve bu temas amputeye algılama sağlar.



Şekil 5

Lower-Limb Prosthetics,
New York University

Bir protez iki zıt kuvvetin etkisi altındadır. Güdüğün yukarıdan aşağıya doğru uyguladığı kuvvet (vücut ağırlığı) ile eşit değerde, aşağıdan yukarıya doğru uygulanan yer reaksiyonu dediğimiz kuvvet. Belirli bir anda, bu iki zıt kuvvet aynı doğru üzerinde olsa, soketin güdüğe göre pozisyon değiştirme eğilimi olmaz, oysa ki yukarıdan ve aşağıdan etki eden kuvvetler aynı doğru üzerinde değildir, dolayısıyla bir hareket momenti doğacaktır. Soketin güdüğü sıkıca sarması sayesinde, bu hareket momenti doğduğu anda, güdük dokuları baskı altında tutulur ve hareket engellenir.

GÜDÜĞE ETKİ EDEN BASKILARIN GÜDÜK BOYU İLE İLİŞKİSİ

Hareketin engellenmesi sırasında dokulara uygulanan baskının şiddeti ile güdük uzunluğu arasında yakın bir ilişki vardır. Şöyle ki :
Şekil 6'da görüldüğü gibi, yukarıdan ve aşağıdan etki eden kuvvetler aynı doğru üzerinde olmadığından, bu kuvvetler protezi güdük üzerinde saat yönünün tersine döndürme eğilimindedirler. Herhangi bir anda, bu rotasyon hareketinin O eksenini etrafında meydana geldiğini varsayacak olursak, AB ve CD

kuvvetlerinin oluşturduğu momenti şu formül ile ifade etmek mümkündür.

$$M_1 = (AB.d_1) + (CD.d_2)$$

Burada d_1 ve d_2 , AB ve CD kuvvetlerinin hareket çizgilerinin O eksenine olan uzaklıklarını göstermektedir. Saat yönünün tersine olan bu hareketin engellenmesi için güdük dokuları Şekil 7'de görüldüğü gibi medial proksimal ve distal lateralden baskı altında tutulacaktır, yani sokete bu bölgelerden kuvvet uygulanmış olacaktır.

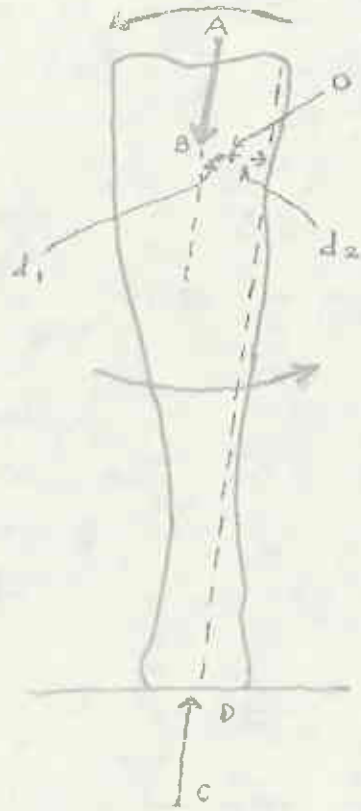
Bu kuvvetler ise

$$M_2 = (LL.dL) + (MM.dM)$$

formülü ile ifade edilen saat yönünde bir hareket momenti doğururlar. M_1 ve M_2 momentleri birbirine eşit değerde ise dinamik denge sağlanmış olur ve soketin güdük üzerindeki rotasyonu görülmez. Bu durum

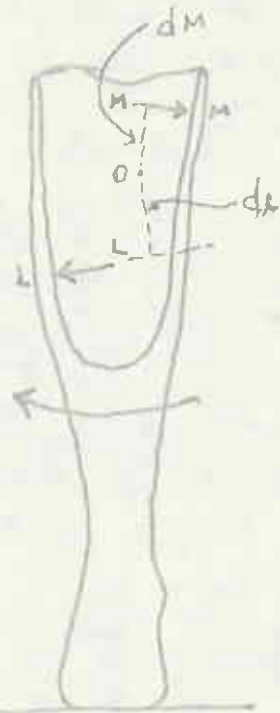
$$(AB.d_1) + (CD.d_2) - (LL.dL) - (MM.dM) = 0$$

formülü ile ifade edilir. Güdük kısa ise dL ve dM uzaklıkları küçülmüş olacağından eşitliği koruyabilmek için LL ve MM değerlerinin artması gerekmektedir. Kısa bir güdük daima daha çok baskı altındadır (45).



Şekil 6

Lower-Limb Prosthetics, New York University



Şekil 7

Lower-Limb Prosthetics,
New York University

MEDİOLATERAL YÖNDE GÜDÜĞE ve SOKETE ETKİ EDEN KUVVETLERİN ANALİZİ

Bu analiz, istenilen uzunlukta bir diz altı güdüğüne sahip olan amputenin normal kişi gibi yürüyebileceği varsayımına dayanmaktadır.

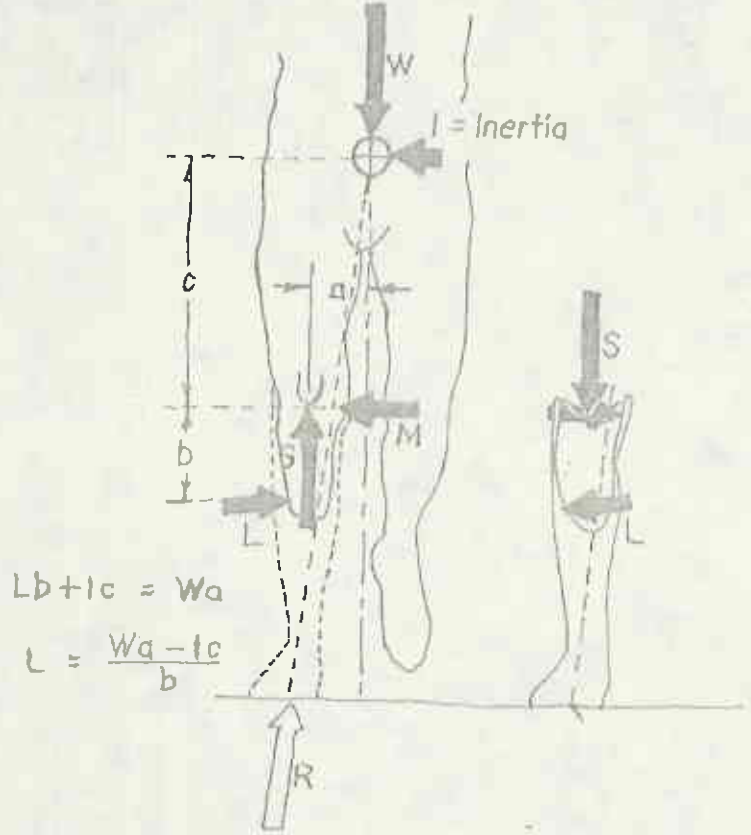
Protez, hem vücudu desteklemeli, hende mediolateral dengeyi sağlamalıdır. Suspansiyon için uyluk bandı kullanan PTB protezli bir hastada, vücut ağırlığının en önemli kısmı patellar tendon sekisinde taşınmaktadır. Analizi basitleştirmek için, Şekil 8'de yükün tümünün patellar sekide taşındığı varsayılmıştır. Yürümenin orta

duruş fazındaki bir hastaya önden baktığımızda, destek kuvveti S'nin uygulandığı yeri, yani patellar sekinin ortasına bir denge noktası kabul edecek olursak, bu kişinin dengede kalabilmesi için lateralden etki eden kuvvetin b uzaklığı (güdük uzunluğu) ile çarpımı, vücut ağırlığının a mesafesi (vücut yerçekim ekseninin patellar seki orta noktasına olan horizontal uzaklığı) ile çarpımına eşit olmalıdır.

$$Lb = Wa \text{ veya } L = \frac{Wa}{b}$$

Bu formül eksiktir çünkü yer reaksiyonunun horizontal (medial) komponentinin doğurduğu inertia (atalet) etkisini yok varsaymak mümkün değildir.

Bu atalet etkisi ampute olmayan kişinin de dengede kalabilmesi için gereklidir, çünkü duruş fazında destek noktası yerçekim eksenine göre lateralde kaldığından, yerçekim etkisi ile gövde desteklenmeyen tarafa doğru düşme eğilimindedir. Topuk temasından sonra, karşı ayağın burnunun yerle temasının kesilmesi ile ortaya çıkan düşme eğilimini engelleyen öge, normal



$$Lb + Ic = Wa$$
$$L = \frac{Wa - Ic}{b}$$

Şekil 8

Radcliffe, C.W., Foort, J.

The Patellar Tendon Bearing Below Knee Prosthesis

yürüyüşün özelliklerinden biri olan gövdenin lateral salınımları ve bu sayede gerçekleştirilen atalet etkisidir (45).

Duruş fazındaki bir diz altı amputesi üzerinde etki eden kuvvetler arasındaki ilişki en doğru biçimde şu formül ile ifade edilebilir (34,49).

$$Lb - Ic = Wa \text{ veya } L = \frac{Wa - Ic}{b}$$

Yukarıdaki formülde, güdüğün 1/3 alt lateralinde görülen stabilize edici L kuvvetini veya diğer bir deyişle L baskısını azaltmanın iki yolu vardır.

1) Atalet etkisini arttırmak

2) b mesafesini arttırmak

b mesafesini arttırmak mümkün değildir. Atalet etkisini arttırmak için ise yer reaksiyonunun horizontal komponentini arttırmak veya diğer bir deyişle ayağı sokete oranla laterale kaydırmak gerekir (34,49).

Ayağı sokete göre dışa yerleştirecek olursak, vücut ağırlığı çizgisi ile ayağın destek noktası arasındaki uzaklık artacağından amputenin karşı tarafa doğru düşme eğilimi de artacaktır. Bunu önlemek için hasta, gövdenin laterale olan hareketlerini arttırarak veya yerçekim eksenini destek noktasına yaklaştırmak amacıyla, ampute tarafa doğru gövdesini lateral fleksiyona getirerek yürüyecektir (45). Bu nedenle 10 cm. veya daha uzun olan güdüklerde, topuk orta noktaları arasındaki mesafe, normal kişidekine uyacak şekilde yerleştirilmelidir (5-10 cm.) (49).

Stabilize edici L kuvveti veya baskısı soketin bütün lateral duvarı boyunca hissedilmekle birlikte, en belirgin olarak 1/3 distalde görülür ve bu sayede fibula başı baskıdan kurtulmuş olur. Lateral distalde görülen bu baskı, medial proksimalde yani tibia kondili üzerinde oluşan karşıt baskı ile dengelenir.

Soketin güdük üzerinde stabilizasyonunu sağlayan lateral distal ve medial proksimalde görülen baskının derecesini, güdüğün boyu ve ayağın içe veya dışa yerleştirilmesi ile oluşturulan atalet kuvvetinin yanısıra, seçilen suspansiyon sistemi de etkilemektedir.

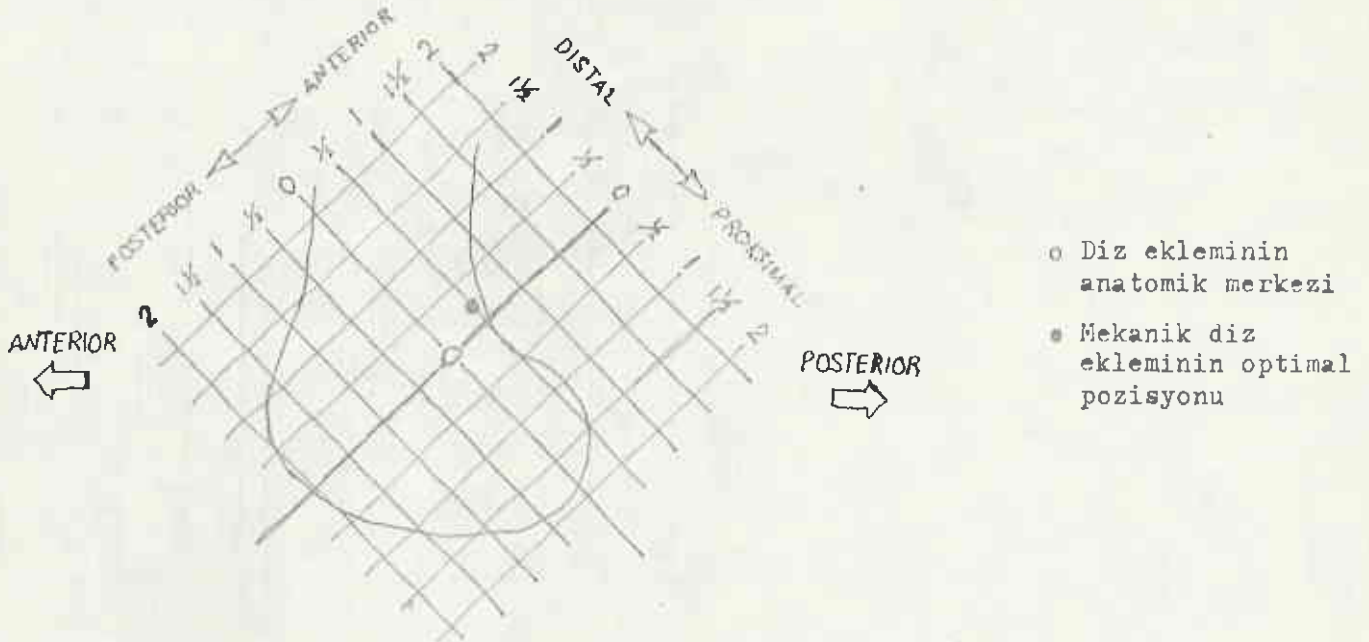
Şekil 7'deki analiz hastanın uyluk bandlı PTB protezi kullandığı varsayılarak yapılmıştır. Amputenin suprakondiler veya suprapatellar-suprakondiler suspansiyon sistemlerinden birini kullanması halinde b mesafesinin büyümesi nedeniyle L baskısında azalma görülecektir.

Amputenin konvansiyonel protez kullanması halinde ise güdüğe etki eden kuvvetler 2 yönde etkilenecektir;

- 1) Protezin üst ucunun uyluk ortalarına dek çıkması ile M ve L baskıları arasındaki mesafesinin uzamasına bağlı olarak L baskısındaki azalma PTS ve KBM soketlerine oranla fazla olacaktır.
- 2) Vücut ağırlığının önemli bir kısmı uyluk korsesi tarafından taşınacağından güdüğe düşen yük azalacaktır.

Bu nedenle konvansiyonel diz altı protezleri, genellikle mediolateral stabilitenin sorun doğurduğu, çok kısa, kas zayıflığı ve eklem instabilitesi görülen güdüklerde kullanılmaktadır (34,45). Ancak konvansiyonel protezin zamanla kaslarda atrofi gelişimine neden olması, fazladan ağırlık yapması, anatomik ve mekanik diz eklemleri arasındaki uyumu sağlamada zorluk yaratması gibi birtakım biomekanik sakıncaları vardır.

Diz eklemi, polisentrik eksenli bir eklem olmakla birlikte, mekanik eklemi tek eksenli menteşe tipi eklem yapma zorunluğu vardır; yani anatomik ve mekanik eklem arasında tam bir uyum sağlama olanağı yoktur. Bu durumun rahatlık ve fonksiyon açısından bir sorun yaratmaması için, diğer bir deyişle, oturma sırasında görülebilecek baskıları ve sallanma fazındaki piston hareketini en aza indirmek amacıyla, anatomik eksenin medial epikondilin hemen üstünde bir noktada bulunduğu varsayılarak, anatomik ekleme göre mekanik eklem için bir optimal pozisyon hesaplanmıştır (Şekil 9) (34,45,49).



Şekil 9

Radcliffe, C.W., Foort, J.

The Patellar Tendon Bearing Below Knee Prosthesis

ANTEROPOSTERİOR YÖNDE GÜDÜĞE ve SOKETE ETKİ EDEN KUVVETLERİN ANALİZİ

Anteroposterior yönde güdüğe ve sokete etki eden kuvvetlerin anlaşılabilmesi için diz eklemının ve bu eklem e etki eden kasların yürüyüş fazlarındaki fonksiyonunun bilinmesi gerekir.

Sallanma fazının sonunda topuk vuruşundan hemen önce, diz maksimum ekstansiyon derecesindedir. Diz fleksör kaslarının aktivasyonu ile bu ekstansiyon kontrol edilir ve topuk yerle temasa geçer. Topuk vuruşu esnasında-ki yürüyüş döneminin %5'i kadar bir süreyi kapsar- yer reaksiyonu dizin önünden geçerek dizin kolaylıkla kilitlenmesini sağlar, aynı zamanda dizi hiper ekstansiyona doğru zorlar (34,49). Topuk vuruşunun ardından, yer reaksiyonu dizin arkasından geçeceğinden, dizi fleksiyona doğru zorlar ve buna bağlı olarak diz fleksör kaslarının aktivasyonunda bir azalma, kuadriseps aktivasyonunda ise bir artma görülür. Kuadriseps ve pretibial kasların aktivasyonları ile, (eksentrik kasılmaları) vücut ağırlığının öne aktarılması sırasında diz ve ayakbileği ekleminde başlayan fleksiyon ve plantar fleksiyon hareketlerinin kontrollu bir şekilde yapılması sağlanmış olur. Bu kontrollu diz fleksiyonu orta duruş fazına dek devam eder. Maksimal 20 dereceye ulaşır ve sonra yer reaksiyonunun diz eklemının önüne geçmesi ile azalmaya başlar. Topuk kalkışı esnasında maksimal ekstansiyon derecesine varmış olan diz eklemi, kalça fleksörlerinin kasılması ile yer reaksiyonu arkaya geçmiş olacağından, tekrar fleksiyona gitmeye başlar ve gene kuadrisepsin kasılması ile bu fleksiyon miktarı kontrol altına alınmaya çalışılır. Ayak parmaklarının kalkışı esnasında diz eklemi 45 derece fleksiyonudadır (49).

Duruş fazında diz ekleminde görülen fleksiyon-ekstansiyon-fleksiyon hareketlerinin doğru bir şekilde yapılması, amputelerde enerji kaybını önlemek ve normale yakın, düzgün bir yürüyüşü gerçekleştirmek bakımından çok önemlidir (34,45,49).

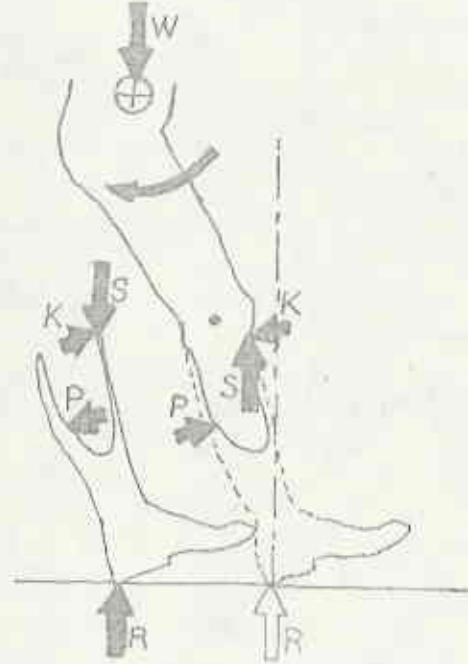
İtme fazında kazanılan kinetik enerji ile başlayan diz fleksiyonu, sallanma fazında da devam eder. Bu fleksiyonu 65 derecede sınırlayan ve böylelikle aşırı topuk kalkışını önleyen, sonra da ekstansiyon hareketini başlatan kuadrisepsin eksentrik ve konsentrik kasılmasıdır. Sallanmanın daha sonraki evrelerinde diz ekstansiyonu, kas aktivasyonuna gereksinme olmadan bacağın ağırlığı ile oluşturulan sarkaç etkisi ile sağlanır. Orta sallanma fazında, sarkaç etkisi ile bacak öne ve aşağıya doğru ivme kazanırken, kas aktivasyonu minimal derecededir, sallanma fazının sonuna doğru ise, diz fleksör kaslarının aktivasyonu ile, topuk vuruşunun kontrollu bir şekilde yapılması sağlanmış olur (34,49).

Görülüyor ki, yürüyüşün tüm fazları boyunca diz eklemi açısal değerleri ve diz eklemi üzerine etki eden kasların fonksiyonu sürekli değişmektedir. Şu halde, amputenin normal kişi gibi yürümesi ve dizin bağlarının sağlıklı kalması bekleniyorsa, diz eklemi hareketliliğini sınırlayacak engeller ortadan kaldırılmalıdır. Bunun yanı sıra soket, baskılara hassas bölgeleri koruyacak, dayanıklı bölgelerden ise yeterince yararlanacak şekilde güdüğe uyum yapılmalıdır. Ayrıca, protezik ayak normal bilek fonksiyonu kaybının etkilerini minimize edecek şekilde seçilmeli ve yerleştirilmeli; ampute kaslarını doğru biçimde kullanmak üzere eğitilmelidir.

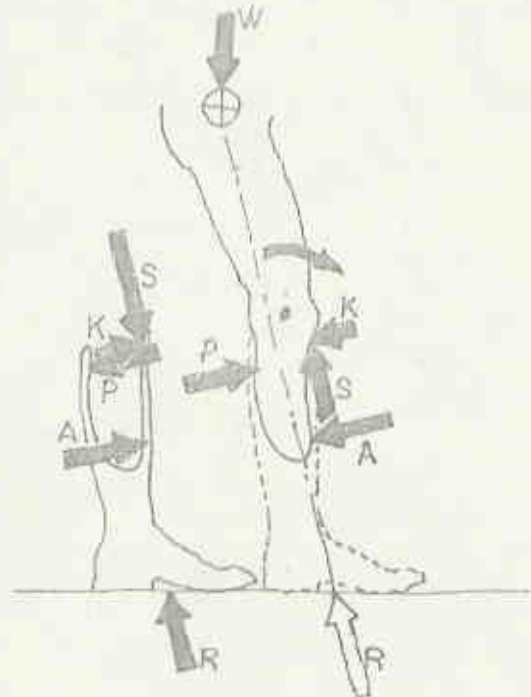
Bu düşüncelerden yola çıkılarak 1957 yılında PTB protezi geliştirilmiştir. Yandan bakıldığında, uyluk bantlı PTB protezi kullanan kişide duruş fazının evreleri sırasında, güdüğe ve sokete etki eden kuvvetlerin esas olarak yer reaksiyonu çizgisinin diz ekleme merkezine göre olan pozisyonundan etkilendiği görülür (34).

Topuk yere temas ettiği anda ve yürüyüş döneminin %5 kadar bir süre boyunca R çizgisi, diz ekleme merkezinin önünden geçmekte, dolayısıyla diz ekstansiyona zorlamaktadır. Bu durum kalçanın aktif ekstansiyonu ile kontrol altına alınır. Güdüğe ve sokete etki eden kuvvetler Şekil 10'daki gibidir.

Topuk vuruşunun hemen ardından R çizgisinin diz ekleme merkezinin arkasına geçmesi ile fleksiyona doğru zorlanan dizini kilitli tutabilmesi için amputenin aktif diz ekstansiyonu yapması gerekir. Şekil 11'de bu durumda



Şekil 10
Radcliffe, C.W., Foort, J.
The P T B Below Knee Prosthesis



Şekil 11
Radcliffe, C.W., Foort, J.
The P T B Below Knee Prosthesis

güdüğe etki eden kuvvetlerin 3 noktada toplandığı görülmektedir;

- 1) Patellar tendon bölgesi
- 2) Tibianın anterodistali
- 3) Popliteal bölge (34,45,49).

Soket bu soket-güdük baskılarını karşılayabilecek şekilde güdüğe uyum yapmalıdır. Soket arka duvarı yüksek tutulmalı ve güdüğün posteriorunu sıkıca sarmalı, güdük anterodistalinde, tibia distal ucuna gelen bölgede yeterli yatak bırakılmalıdır (45).

Duruş fazının sonuna doğru yer reaksiyonu tekrar diz eklem merkezinin önünden geçecek, dizi hiperekstansiyona zorlayacak ve güdüğün anterosuperior ve posterodistalinde baskı görülecektir.

Amputede buna karşı koyan kuvvet, esas olarak kalça fleksörlerinin akti-vitesidir. Tuberositas tibia üzerine gelecek olan baskıyı önlemek için yeterli yatak bırakılmalıdır. PTB protezinde uyluk bandının gerilmesi ile hiperekstansiyon kontrol edilmeye çalışılır (45).

İtme fazının ikinci yarısında ise R çizgisi tekrar diz eklem merkezinin arkasına geçer ve güdüğün anterodistali ile posteroproksimalinde baskı görülür (Şekil 12) (34,45,49).

Protezin yapılışı sırasında soketin ayağa göre olan anteroposterior uyumu çok önemlidir. Örneğin; soket fazlaca öne yerleştirilirse, topuk temasından orta duruş fazına geçerken ve itme fazının ikinci yarısında, anterodistal ve posteroproksimalde görülen baskı artacaktır. Soket ayağa göre fazlaca geriye yerleştirilirse bu sefer topuk temasının ilk başında ve topuk kalkışından hemen önce diz hiperekstansiyona doğru fazlaca zorlanacaktır (45). Suspansiyon için suprakondiler - suprapatellar soketin kullanılması halinde PTB de kullanılan uyluk bandının hiperekstansiyonu sınırlayıcı fonksiyonu daha etkin olarak sağlanabilir.



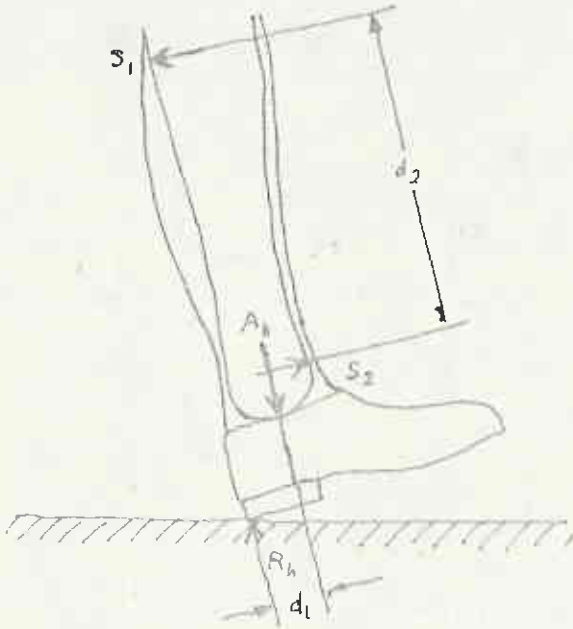
Şekil 12
Radcliffe, C.W., Foort, J.
The Patellar Tendon Bearing
Below Knee Prosthesis

SYME PROTEZİNİN BİOMEKANİĞİ

Syme tipi protez, Syme amputasyonunun yanı sıra Pirogoff, Boyd, ayak bileği dezartikülasyonu, apodia ve hatta Chopart amputasyonlarında kullanılır.

Syme tipi protezin normal diz altı protezinden farkı, güdüğün ayağın yerleştirilmesi sırasında problem yaratabilecek denli uzun ve ucunun şişkin olduğu durumlarda kullanılan protez çeşidi oluşudur. Bu iki problemin çözümüne geçmeden önce Syme protezinin biomekaniğini açıklamak gerekir.

Topuk varuşunun hemen ardından sagittal düzlemde protez üzerine etki eden kuvvetleri Şekil 13'de inceleyecek olursak şunları görürüz;



Şekil 13
Murdoch, G., Prosthetic
and Orthotic Practice

R_h yer reaksiyonunu göstermektedir. A_1 ise R_h 'a paralel ve eşit değerde güdük tarafından ortaya konulan karşı kuvveti, yani vücut ağırlığını göstermektedir. Bu iki kuvvet aynı doğru üzerinde bulunmadığı için protezin güdük üzerinde saat yönünde rotasyonuna neden olurlar; daha doğrusu bu yönde bir moment doğururlar. Bu kuvvet momentini, $R_h d_1$ veya $A_1 d_1$ şeklinde ifade etmek mümkündür. d_1 ayak bileği ekleme merkezinden topuğun arka ucuna olan mesafeyi göstermektedir.

Protezin güdük üzerinde saat yönündeki rotasyonunu engelleyen kuvvetler ise, güdüğün protez üzerine uyguladığı ve saat yönünün aksine bir moment doğuran S_1 ve S_2 kuvvetleridir.

Orta duruş fazında bu zıt kuvvetlerin etkisi altında dengeyi kaybetmek için, soketin anterior ve posteriordan güdüğü sıkıca kavraması gerekmektedir. Aslında Syme amputasyonu ile elde edilen güdük uzun olduğundan, S1 ve S2 kuvvetleri çok fazla olmayacak; dolayısıyla stabiliteyi sağlamakta bir zorluk görülmeyecektir. Ancak güdüğün şekli silindire benzediğinden soketin güdüğün uzun eksenini etrafındaki rotasyonunu engellemek daha zordur.

Topuk teması sırasında ortaya çıkan yer reaksiyonu R_h 'ın horizontal bir komponenti vardır ve bu A_h 'ın horizontal komponenti tarafından karşılanır. Eğer ayağı dış rotasyonda bağliayacak olursak, bu horizontal kuvvetler ayağın içeri doğru dönmeye neden olacaktır. Orta duruş fazında vücut ağırlığı öne aktarılırken güdük saat yönünde bir rotasyona uğrayacak ve gene protez güdüğe oranla içe dönme eğilimi gösterecektir. İtme fazı sırasında da R_t ve A_t kuvvetlerinin horizontal komponentleri protezi içe çevirme eğilimindedirler (42).

Kısacası, tüm duruş fazı boyunca protezin güdüğe oranla içe dönme eğilimi vardır. Gerçekten, Syme protezi kullanan amputelerin çoğu, iç rotasyonda veya 15° lik dış rotasyonu yapmaksızın yürür. Oysaki, ayak iç rotasyonda tutulacak olursa, topuk teması ve itme fazında etki eden kuvvetler ayağı dışa çevirecektir. Bu nedenle ayak normal 15° daha düşük bir açı ile bağlanmalıdır.

Rotasyonu kontrol etmenin en etkin yolu güdüğü sıkıca sarılan bir protez yapmaktır. Bazı güdüklerde distal ucun düzensiz şekline tıpatıp uyan bir soket ile bu rotasyon engellenebilir. Fakat çoğu güdükte rotasyonel stabilite ancak proksimalin PTB soketi şeklinde yapılması ile sağlanabilmektedir.

Syme protezi, soketin distal ucu güdüğün ucuna uygun bir biçimde yapıldığında, ağırlık rahatlıkla güdük ucunda taşınabileceğinden, denge yönünden diğer diz altı protezlerine kıyasla oldukça avantajlıdır. Herhangi bir nedenle ağırlığın uçta taşınması mümkün değilse patellar tendonda taşıtılır. Ancak bu denli uzun bir güdükte üstten sıkıya bağli olarak dolanın bozukluğu yaratma olasılığı vardır. Ameliyat yeni yapılmışsa, ağırlığın patellar tendondan güdük ucuna verilmesi, soket distaline parçalar ekleyerek aşınmalı olarak gerçekleştirilir.

Suspansiyon, soketin distaldeki malleol şişkinlikleri üzerine gelen kısmının güdüğü sıkıca sarması ile gerçekleştirilir. Ancak bu durumda güdüğün sokete rahatça girip çıkmasını sağlayacak bir açıklığın bırakılması gerekir. Bunun için değişik soket çeşitleri geliştirilmiştir. Ağırlığın tümüyle proksimalde taşınması gerekmiyorsa, metal yan barları olan deri soket veya arkadan penceresi olan plastik soket kullanılabilir (42). Yük eğer esas olarak proksimalde

taşıtılabilecek en ideal soketler, medial pencereyi kapatan plastik soket ile en kalın yeri malleoller hizasına isabet eden, esneyebilir iç duvarı olan plastik sokettir. Esneyebilir iç duvarı olan soket, ucu çok bülböz olmayan güdükler için idealdir. Hem estetik, hem de pencereyi kapatan soketlere oranla yapısal olarak daha sağlamdır. Buna benzer diğer bir soket çeşidinde, içteki yarıklı, esnek ve dıştaki sert soket iki ayrı parça halindedir ve ayrı ayrı giyilir (42).

Syme soketinin alçı modeli alınırken, bülböz olan distal uçtan alçıyı çıkarmak sorun yaratabilir. En sıklıkla kullanılan yöntem, negatif modeli arkadan boydan boya keserek güdüğü çıkartmaktır. Bazen mediolateral düzlemden ayrılan iki parçalı alçı model yöntemine başvurulur. Önce ön, sonra arka parça yapıp medialden tam, lateralden ise en alt sargıya kadar kesilip menteşe yöntemi ile çıkarılır. Diğer bir yöntem ise jel kıvamında olan alginate maddesini kullanarak negatif modeli yapmaktır. Ağırlığın proksimalde taşınması gerekiyorsa PTE de olduğu gibi alçı sargı ile üst kısmın modeli ayrı olarak çıkarılıp, distal kısımların modeli alginate ile elde edilebilir (42).

Syme protezinin en önemli yapısal zayıflığı kolay kırılabilir olmasıdır. Çatlama, genellikle streslerin çok olduğu bileğin hemen üstündeki bölgeden pencere açılmasına yani, soketin bütünlüğünün bozulmuş olmasına bağlı olarak gelişir. Topuk temasıyla birlikte, Syme protezi veya normal diz altı protezi olsun, bilek kısmının hemen üstünde bir bükme momenti meydana gelir. Bu bükme momentinin iki ögesi vardır. Posterior distalde kompresyon, anterior distalde ise gerilim stresinden oluşur. İtme fazında ise bunun tam tersi bir durum görülecektir (Şekil 15). Kompresyon ve gerilim kuvvetleri daha çok distalde olmakla birlikte proksimale doğru da yayılırlar. Dolayısıyla kapaklar gerek alt gerekse üst kısımlarda köşeli olarak değil, hafifçe yuvarlanarak açılmalı ve özellikle posterioardan pencere açılacaksa, posterior distal bölge ye-



Şekil 15

Murdoch, G.- Prosthetic and Orthotic Practice

terince kuvvetlendirilmelidir. Metal barları olan deri soketlerde ise kolay kırılmayı önlemek için medial ve lateraldeki barların kenarları yuvarlaklaştırılır (42). Kırılmayı önlemekte en etkili yöntemlerden biri de proteze ayak bileği seviyesinden hareket vermektir.

Syme protezinde ayağın yerleştirilmesi özellik gösterir. Çoğu Syme protezinde standart ayak yerleştirebilecek kadar mesafe yoktur. Özellikle bu protez çeşidinde kullanılmak üzere geliştirilmiş, soketin yerleştirilmesi için içi çukurlaştırılmış bir SACH ayak çeşidi vardır.

Soketin ayak üzerine yerleştirilmesi PTB protezlerinde olduğu gibidir; ancak itme fazına geçişte kolaylık sağlamak için birkaç derecelik dorsi fleksiyonda bağlanabilir. Bu dorsi fleksiyonun etkisini azaltmak için desoket diğer diz altı protezlerine oranla ayak üzerinde daha öne yerleştirilir. Soketin öne yerleştirilme miktarı, dik ayakta duruş pozisyonunda soketin anteroposterior orta noktasından indirilen çekil, topuğun arka ucundan SACH ayağın gövde kısmının ön ucuna kadar olan mesafeyi iki eşit parçaya bölecek şekilde ayarlanmalıdır (Şekil 16) (42). Gene PTB protezine oranla soket, estetik kaygıların elverdiği oranda, mediale yerleştirilmelidir. Bunun nedeni tibianın distale doğru gösterdiği varusa uyum yapmak, yani anatomik duruma uygunluğu korumak ve topuk teması sırasında soketin içe rotasyonunu engellemektir.



Şekil 16

Murdoch, G., *Prosthetic and Orthotic Practice*

DİZ ALTI PROTEZİNİN PARÇALARI

Diz altı protezi ayak, soket, soket ile ayağı birleştiren kısım ve suspansiyon aracı olmak üzere 4 ana parçadan meydana gelir.

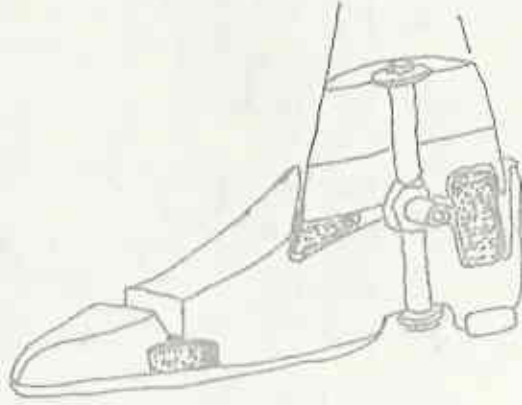
Ayak-Ayak Bileği Mekanizmaları :

Anatomik ayak ve ayak bileği, başlı başına bir inceleme konusu olabilecek kadar karmaşık bir sistemdir. Böyle bir sistemi taklit etmenin zorluğu açıktır. Aslında anatomik ayağın boyutlarından ve lokalizasyonundan ileri gelen kısıtlamalar olmasa aynı mekanizmaya kurmak mümkün olabilir. Ancak protez ayağın, hem duruş fazında binen yükleri karşılayabilecek bir güce sahip olması, hem de sallama fazında sorun yaratmayacak kadar hafif olması zorunluluğu vardır. İşte bu kuvvet-ağırlık ikilemi kullanılabilen malzemeleri sınırlandırmakta, mekanizmanın basit tutulmasını zorunlu kılmaktadır. Prostetik ayak, sağlam ayağın boyutlarında ve kabul edilebilir bir ağırlık limiti içinde bulunmalı, binen yükleri ve yerden gelen reaksiyon kuvvetlerini karşılayabilecek güçte, nontoksik, suya dirençli, sessiz, kokusuz ve estetik, protezin diğer parçalarından ayrılabilir fakat aynı zamanda diğer parçalarla uyum içinde sağlam bir şekilde tesbit edilebilir olmalıdır (37).

Bütün bu nedenlerle uzun çalışmalar sonucu anatomik ayağa benzer, çok eksenli değişik ayaklar geliştirilmiş olmakla birlikte, en yaygın olarak kullanılan iki sistem konvansiyonel ayak ve SACH ayaktır.

Konvansiyonel Ayak :

Konvansiyonel ayak genellikle tahtadan ve tercihan yumuşaklığı nedeniyle diğerlerine göre daha az kırılğan olan söğüt ağacından yapılır. Bir, iki veya U şeklinde bir civata ile bilek blokuna tutturulur. Tek eksenlidir. Transvers eksen etrafında plantar fleksiyon ve dorsi fleksiyon hareketi yapılır. Ayak, topuk vuruşundan sonra plantar fleksiyona geçerken, ayak bileği ekseninin arkasında bulunan plantar fleksiyon tamponu sıkışır (Şekil 17). Bu tampon silindirik şeklindeki bir lastikten yapılmıştır. Tamponun hareketi, sağlam bacakta dorsi fleksör kasların hareketini taklit ederek, topuk vuruşunda yer reaksiyonunun şokunu absorbe eder ve plantar fleksiyonun kontrollü bir şekilde yapılmasını sağlar. Kısacası, plantar fleksiyon hareketine karşı koyar. Ayaktaki plantar fleksiyon hareketinin sınırı 45° olmakla birlikte, tampon ancak 15° lik plantar fleksiyona izin verir. Zaten yürüyüş esnasında, topuk vuruşundan orta duruş fazına geçerken, sadece 15° lik bir plantar fleksiyon hareketine gereksinme olduğundan, plantar fleksiyonun sınırlı oluşu bir sorun yaratmamaktadır.



Şekil 17

Lower-Limb Prosthetics, New York University

Plantar fleksiyon tamponunun bir diğer fonksiyonu da sıkışırken biriktirdiği potansiyel enerji sayesinde ayağın dorsi fleksiyona geçişini sağlamaktır. Böylelikle plantar fleksiyon tamponu, sağlam bacakdaki tibialis anterior kasının önce eksentrik ardından konsantrik kasılma görevini üstlenmiş olmaktadır.

Eğer plantar fleksiyon tamponu çok yumuşak olursa topuk vuruşundan orta duruş fazına geçişi kontrol edemez ve ayak tabanının yerle teması çarpma gibi ani bir hareketle olur. Tampon sert olursa, bu sefer tabanının yerle temasını sağlayabilmek için, amputenin dizini fazlaca fleksiyona getirmesi gerekir (37).

Plantar fleksiyon tamponunun esnekliğinin yanısıra boyu da önemlidir. Tampon yatağının yüksekliğini arttırmadan tamponun boyunu uzatacak olursak, tampon sıkışacağından esneyemez ve kullanılan malzeme çok yumuşak bile olsa ampute dizini fleksiyona getirmek zorunda kalır.

Ayak bileği eklemının önünde ise boyu daha kısa olan ve daha az esnek bir malzemeden yapılmış olan dorsi fleksiyon tamponu vardır. Tampon sıkıştığında 5° lik dorsi fleksiyon hareketine izin verir (45). Normal bir ayak bileğinde dorsi fleksiyon hareketi 20° olmakla birlikte protezde stabilizasyonu

sağlayabilmek amacıyla hareketin 5° ile sınırlandırılması uygun görülmüştür. Dorsal fleksiyon tamponu tibianın arka yüzeyindeki kasların fonksiyonunu görür, yani vücut ağırlığı öne aktarıldıkça, dorsal fleksiyonu sınırlandırarak topuğun yerden kalkmasını sağlar ve itme fazına başlatır (37). Tamponun sıkıştırılması ile biriken potansiyel enerji ayağı bacağa göre sürekli 90°lik bir açıda tutma eğilimindedir. Dorsal fleksiyon tamponunun gereğinden fazla yumuşak olması halinde orta duruş fazından itme fazına geçişte bir gecikme görülecektir.

Yürümenin itme fazında ayak metatarsal, angeal eklemlerden bükülür, ardından nötral pozisyonuna döner. Bu anatomik duruma uyum gösterebilmesi için, konvansiyonel ayakta, burun ile ayak kısmının arasına metatars lastiği yerleştirilmiştir veya burun kısmı doğrudan esneyebilen malzemeden yapılır (45).

Konvansiyonel ayağın tampon sistemi sayesinde sınırlı da olsa plantar ve dorsal fleksiyon hareketleri yapılabilen, dolayısıyla SACH ayağa oranla yokuş inip çıkma daha rahat olmaktadır. Ancak konvansiyonel ayağın en büyük sakıncası da tampon sisteminden kaynaklanmaktadır, çünkü zamanla tamponlar elastikiyetlerini yitirir, sertleşirler. Bu nedenle özellikle plantar fleksiyon tamponunun sık sık değiştirilmesi gerekebilir (37).

Konvansiyonel ayağın bir çeşit varyasyonu olan Telasto ayakta, yüzeyin kauçukla kaplanmış olması nedeniyle plantar ve dorsal fleksiyon hareketlerinin yanısıra çok az bir miktarda inversiyon ve eversiyon hareketi yapılabilir (37).

SACH Ayak :

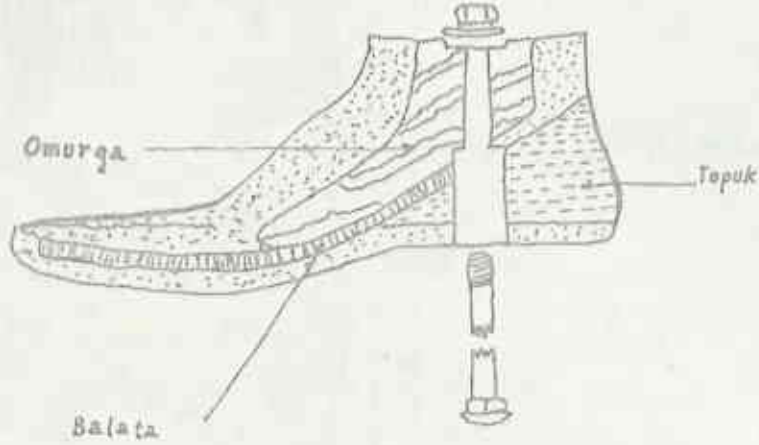
İsmi "Solid Ankle Cushion Heel" (Sabit ayak bileği yumuşak topuk) kelimelerinin baş harflerinin ardarda dizilmesi sonucu ortaya çıkan SACH ayak ilk olarak 1952 yılında Syme amputasyon protezlerinde kullanılabilecek bir ayak şekli olarak Kanada'da geliştirilmiştir (37).

Eklemleri olmayan bu ayak çeşidinde, hareketliliği sağlayan ayağı oluşturan parçaların elastikiyet derecelerinin farklı oluşudur.

SACH ayağı oluşturan parçalar şunlardır (Şekil 18) :

- 1) İçteki tahta omurga veya gövde kısmı,
- 2) Omurga kısmı elastikiyeti olan bir madde (pedilen) ile kaplıdır,
- 3) Omurganın altından başlayıp ayağın burununa dek uzanan balata kısmı (balata ayağın sağlamlığını arttırmak amacıyla pedilen kaplı, iç omurgalı ayaklarda bulunur.)

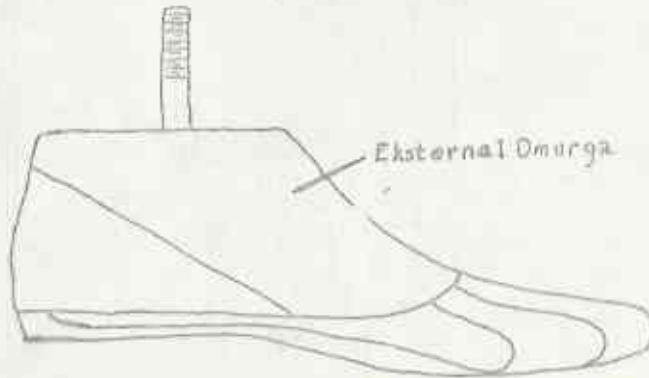
- 4) Ayağı bacak kısmına bağlayan civata,
- 5) Sıkıştırılabilir nitelikte elastik topuk (45,49).



Şekil 18

Lower-Limb Prosthetics, New York University

Bir diğer SACH ayak çeşidinde omurga parçası dışta bulunur. Öndeki burun kısmı ise esneyebilen plastik tabakalardan yapılmıştır (Şekil 19). Omurgası içte bulunan SACH ayakta, çok ufak miktarda da olsa, mediolateral hareket görülür. Bu nedenle denge sorunu olan hastalarda dış omurgalı SACH ayak kullanılmamalıdır.



Şekil 19

Lower-Limb Prosthetics, New York University

İyi seçilmiş SACH ayağın hareketi tek eksenli konvansiyonel ayak kadar ani olmayacağından, dengesi daha iyidir ve bu nedenle özellikle uyluk korsesi kullanmayan hastalarda tercih edilir.

Bu ayağın avantajları sessiz, basit ve estetik oluşu, hareket eden parçasının bulunmaması, bakım sorunu çıkarmaması olarak sıralanabilir. En önemli sakıncası ise fleksiyon-dorsi fleksiyon hareketinin sınırlı oluşudur. Aşınmaya bağlı olarak esniyebilirliği azalabilen topuk lastiği yeterince sıkışmaz ise kişi geriye doğru itiliyormuş gibi bir duygu alabilir ve özellikle yaşlı hastalar sertleşmiş topuk lastikli ayağı kullanmakta zorluk çekebilirler (45).

SACH ayak değişik elastikiyete sahip parçalardan yapılmış olmakla birlikte fonksiyonu üzerinde etkin olan esas parçalar yumuşak topuk ile iç veya dış omurga parçalarıdır. Bunların seçiminin doğru yapılması düzgün yürümeyi gerçekleştirmede çok önemlidir.

Posteriora doğru genişleyen bir kama şeklinde olan topuk parçası, topuk vuruşunda 9 mm. kadar sıkışarak yer reaksiyonundan oluşan şoku absorbe eder ve plantar fleksiyon hareketine karşı koyarak bu hareketin kontrollu bir şekilde yapılmasını, ardından da biriken potansiyel enerji sayesinde rölatif dorsi fleksiyona geçişi sağlar. Kısacası, konvansiyonel ayaktaki plantar fleksiyon tamponununun vazifesini görür. Yumuşak, orta ve sert olmak üzere üç elastikiyet derecesinde topuk lastiği vardır. Prensipte olarak güdüğün boyu ne kadar uzun ise kullanılacak topuk lastiği de o oranda sert olmalıdır. Ancak güdüğün yanısıra amputenin kilosu da kullanılacak lastiğin yumuşaklık derecesini saptamada önemli bir faktördür. Çok kesin bir kural olmamakla beraber diz altı amputelerinde eğer hasta 65 kilodan ağır ise sert, 65 kilodan hafif ise orta sertlikte lastik tercih edilir (37).

Tahta omurganın uzunluğu da düzgün bir yürüyüşü gerçekleştirmede çok önemlidir. Omurga kısmının boyutları uygun ise, orta duruş fazında vücut ağırlığı, metatars başlarına isabet eden bölge ile topuk kısmına eşit olarak bölünecektir. Omurga kısmının alt yüzeyinde çok hafif bir kavis vardır. Bu kavis itme fazına geçişte kolaylık sağlar; yani, konvansiyonel ayaktaki metatars ve dorsi fleksiyon tamponlarının görevini görür (37,49). SACH ayakta, ayak bileği eklem merkezine isabet eden bölgeden omurganın ön ucuna kadar olan mesafe, konvansiyonel ayaktaki metatars tamponuna olan mesafeden daha kısadır. Bu durum özellikle yokuş yukarı yürümeye sarf edilen enerji miktarını azalttığı saptanmıştır (49).

Ampute için SACH ayak seçerken şunlara bakılır:

- 1) Ayakkabı numarası
- 2) Sağ ve sol ayak oluşu
- 3) Topuk yumuşaklığı
- 4) Topuk yüksekliği
- 5) Hastanın kadın veya erkek oluşu.

Erkekler için yapılan ayaklarda, taban yüzeyi ve bilhassa topuk kısmı, kadınlarınkine oranla geniş tutulur. Bu nedenle erkeğe kadın ayağı verilirse ayak ayakkabı içinde çarpık durur.

Yanlış Ayak Seçiminde Görülebilecek Bozukluklar :

a) Topuk lastiği fazla yumuşak ise:

Vücut ağırlığı fazlaca geriye düşmüş olur. Soket patellar tendondan ve bunu karşılayabilmek üzere posterodistalden baskı yapar. Topuk vuruşundan orta duruş fazına geçişte ağırlık gereğinden daha uzun bir süre topukta taşınır. Dizdeki fleksiyon ancak topuk lastiği tam olarak sıkıştırıldıktan sonra başlayabilir, yani diz fleksiyonunda gecikme olur; dolayısıyla tabanın yerle teması ani bir çarpma sesiyle olur. Görülen yürüyüş bozukluğu, konvansiyonel ayakta fazla yumuşak plantar fleksiyon tamponunda görülen bozukluk gibidir (37,45,49).

b) Topuk lastiği fazla sert ise :

Vücut ağırlığı fazlaca öne düşer. Ampute popliteal bölgede ve tibia anterodistalinde baskı hisseder. Diz öne zorlandığından patellar seki bölgesinde de baskı hissedebilir. Topuk vuruşundan orta duruş fazına geçerken, topuk lastiğinin sıkıştırılması ile gerçekleşen rölatif plantar fleksiyon hareketi yetersiz kalacağından, ampute ayak tabanının yerle temasını sağlayabilmek için dizini normalden erken ve aşırı miktarda fleksiyona getirmek zorunda kalır. Görülen yürüyüş bozukluğu, konvansiyonel ayakta fazla sert plantar fleksiyon tamponunda görülen bozukluk gibidir (37,45,49).

c) Omurga kısmı normalden kısa ise:

"Drop Off" denilen durum görülür. "Drop Off" orta duruş fazında vücut ağırlığını taşıyan taraf pelvisinin aşağıya düşmesi halidir. O taraf bacağı kısa olan kişilerin patolojik yürüyüşündeki duruma benzer (56). Böyle bir yürüyüşün ortaya çıkabilmesi için, o taraf bacağın rölatif olarak kısa olması gerekir ki, dizin erken ve aşırı fleksiyonu bu durumu doğurur. Normal yürüyüşte

duruş fazında dizin ikinci kez fleksiyona gelişi, vücut yerçekimi ekseninin metatarsofalangeal eklemler üzerine düştüğü sırada başlar. Eğer prostetik ayakta metatarsofalangeal bölgeye isabet eden yer geride ise vücut ağırlığı normalden daha erken olarak metatarsofalangeal eklem bölgesine aktarılmış olur; anterior destek kaybolacağından ön kısma çok yük gelir ve bunu koruyamayacağı için ampute hemen itme fazına geçer. Dolayısıyla dizdeki fleksiyon normalden erken başlamış olur. Dizdeki bu erken ve aşırı fleksiyon nedeni ile o taraf bacağı rölatif olarak kısalmış gibi olur ve bu durumu kompanse edebilmek için ampute o taraf pelvisini aşağıya düşürür. Görülen yürüyüş bozukluğu, konvansiyonel ayakta metatars tamponunun geride olması halinde görülen bozukluk gibidir (37,45,49).

d) Omurga kısmı normalden uzun se :

"Vaulting" denilen durum görülür. "Vaulting" orta duruş fazında vücut ağırlığını taşıyan taraf pelvisinin yukarı doğru kalkması halidir. "Drop Off" daki mekanizmanın tam tersi söz konusudur. Ampute kendisini yokuş yukarı çıkarıyormuş gibi hisseder. Omurga uzun tutulduğunda, anterior destek noktası çok ileride olacağı için, gecikmiş diz fleksiyonu topuğu yerden kaldırmaya yetmez ve ampute kalçasını da yükselterek yürür. Görülen yürüyüş bozukluğu, konvansiyonel ayakta metatars tamponunun normalden önde olması halinde görülen bozukluk gibidir (37,45,49).

SACH ayağın protezin diğer parçaları ile olan uyumu da önemlidir, şöyleki; SACH ayak sokete göre fazla öne yerleştirilecek olursa vücut ağırlığı geriye düşmüş olacağından diz fleksiyonunda gecikme, patellar tendon bölgesi ve güdüğün posterodistalinde baskı görülecek, bunun yanısıra ayağın omurga kısmı çok önde olacağından ampute pelvisini kaldırarak yürüyecektir. Ayak fazlaca geriye yerleştirilecek olursa, bu sefer de dizde erken fleksiyon, popliteal bölge ve güdük anterodistalinde baskı, itme fazına geçerken pelvisi düşürme şeklindeki yürüyüş bozukluğu görülecektir (37).

SACH ayağı ayakkabıya yerleştirirken ince bir çorap kullanmalı ve topuk kısmının gerek bastırılmış gerekse serbest durumda iken ayakkabının içine iyice oturmasına dikkat edilmelidir. Topuğun alt kısmı, ayakkabının alt iç yüzeyleri ile temasta olmalı, topuğun üst kısmı ile ayakkabı arasında posterior, medial ve lateralde 3 mm.lik bir boşluk bulunmalıdır. Bu boşluk aşağı doğru indikçe azalmalı ve ayağın 1/3 alt kısmına varıldığında kaybolmalı; yani ayakkabının iç yüzeyi SACH ayağın topuğunu sıkıca sarmalıdır. Üstteki 3 mm. lik boşluk, ağırlık bindiğinde topuk lastiğinin horizontal olarak genişlemesini

sağlar. Bu boşluğun bırakılmaması halinde aşırı sert topuk lastiğindeki sakıncalar ortaya çıkacağı gibi, ayakkabı da çabuk eskir. Ayak arkının alt kısmı ile ayakkabının tabanı arasında 3 ile 6 mm.lik bir boşluk bulunmalıdır; aksi halde topuk lastiği sıkıştığında ayak ayakkabı tabanı üzerine basacağından, hareket kısıtlanır ve gene sert topuk lastiğindeki sakıncalar görülür. Ayağın üst yüzeyi ise topuk lastiğini ayakkabının iç yüzeyi ile tenasta tutmalı ve sağlam ayağın şekline uymalıdır. İtme fazında ayak burnunun bükülmesi, SACH ayağın ön kısmındaki esneyebilen materyalin sıkıştırılması ile sağlandığından, ayakkabının ön kısmı bu genişlemeye imkan verecek boyutlarda olmalıdır (36,49).

Ayak ile Soketi Birleştiren } sım-Protezin Gövdesi

Sokete binen ağırlığı ayağa aktaran gövde kısmı iç veya dış iskeletli olabilir. Dış iskeletli gövdelerde, soketin altı ile ayak bileği blokunu birleştiren yapının iç kısmı boşaltılmış olmalıdır. Yük ayağa, protez gövdesinin duvarları tarafından aktarılır. İç iskeletli gövdede ise soket ile ayak arasında metal bir tüp bulunur. Çoğunlukla bu metal tüp çeşitli pozisyonlara ayarlanabilir niteliktedir. Destek noktası ortada olan bu tip gövdeler, özellikle hemen ameliyat sonrası kullanılan geçici protezlerde uygulanır. Kalıcı protez iç iskeletli olacaksa, iskeletin üzeri köpük ile kaplanır ve sağlam bacağı uyan bir şekil verilir. Yumuşak ve doğal görünümlü olmakla birlikte, dış iskeletli gövdelere oranla yapısal olarak zayıf olan iç iskeletli gövdeler, sanıldığığının aksine daha hafif değildirler. Bu nedenlerle estetik kaygılar bir yana bırakılırsa diz altı protezlerinde dış iskeletli gövde kullanılması tercih edilir (65).

Soket (Kovan)

1957 yılına kadar diz altı protezleri konvansiyonel tipte yapılmaktaydı. (Şekil 20). Çoğunlukla tahtadan yapılan soketin içi güdüğün boyutlarına uygun bir şekilde oyulmakta ve soketin di duvarları yük taşımaya elverişli olmadığından zamanla kaslarda atrofiye neden olan uyluk korsesini kullanma zorunluluğu doğmaktaydı. Bu tip soketin bir diğer sakıncası, alt ucunun açık oluşu ve güdük distalinin boşlukta kalması nedeniyle alt uçta ödem oluşmasıydı (45,63).

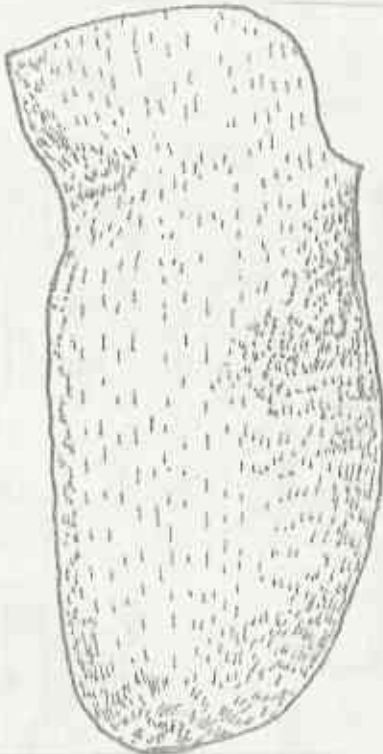
Bu sakıncalarına rağmen, diz eklemünde dengesizlik veya kronik güdük problemleri gibi özel durumlar, konvansiyonel protezin kullanılmasını gerektirebilir. Örneğin; hassas deri greftleri nedeniyle, güdük ucunun açıkta bırakılması veya ağırlığın patellar tendon dışında bir bölgede taşınması zorunlu olabilir. Hatta dizin artritik durumlarında olduğu gibi, güdük dokularının baskıdan tamamiyle arındırılması gerekiyorsa, yük tüberositas iskiiden iskiyal sekiye aktarılabilir (19,50).

Bugün bacağı diz altından keşilmiş olan her yaştaki hastada en yaygın olarak kullanılan soket tipi, 1957 yılında Kaliforniya Üniversitesinde geliştirilen ve vücut ağırlığının



Şekil 20

Lower-Limb Prosthetics, New York University



Şekil 21

Radcliffe, G.W., Foort, J.
The P T B Below Knee Prosthesis

tirilen ve vücut ağırlığının önemli kısmının patellar tendonda taşınmasını öngören PTB (Patellar Tendon Bearing-Patellar Tendonda Ağırlık Taşıyıcı) soketidir (38).

Diz altı protezinin biomekaniği bahsinde bu soketin biomekanik avantajları ayrıntılı olarak anlatıldı. Plastikten yapılan PTB soketin güdük ile soket arasında tam temas sağlanmaktadır. Soketin anterior duvarı patella ortalarına kadar yükselir (Şekil 21). Posterior duvar, güdük boyuna göre değişmekle birlikte, patellar seviyesinden biraz yukarıda son bulur. Medial ve lateral duvarlar, mediolateral yönde güdük üzerine etki eden kuvvetleri kontrol edebilmek için yüksek tutulur. Ağırlık esas olarak patellar tendonda taşınır. Tibia medial kondili de yük taşımaya uygun yapıdadır; ancak kondilin arka kısmındaki safen siniri üzerine baskı gelmemesi gerekir. Hem dar sahali bir kemik çıkıntı oluşu, hem de peroneal sinir nedeniyle fibula başı, yük taşımaya elverişli olmadığı gibi, korunması gereken bir bölgedir (36,49).

PTB yapımında en sık görülen hata, soketin güdük distali ile temasının tam sağlanamamasıdır. Oysa ki, iyi bir amputasyon

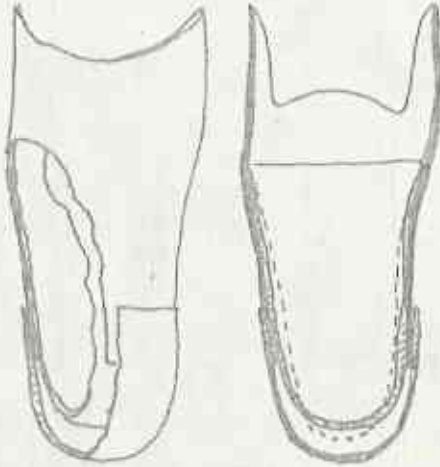
yapılması şartıyla bile, güdük ucu tarafından taşınacak yük çok kısıtlı olmakla birlikte, gene de proksimalde taşınan yükü azaltmakta ve yürüyüş sırasında güdük ucunun kesikli olarak baskı altında tutulması, dolanımı olumlu yönde etkilemektedir. Soketin güdük ile tam temas halinde olduğunu kontrol etmek amacıyla, pek çok klinikte, hasta ayakta dururken röntgen çekilmektedir. PTB yapımında görülen bir diğer hata ise, üst kısmının normalden daha dar veya geniş tutulmasıdır. Dar olması halinde dolanım engelleneceğinden, güdük ucunda ödem gelişebilir. Normalden geniş ise, güdük aşağıya doğru kayacaktır. Bu durumda yükün önemli bir kısmı uca bineceğinden, ampute ağrı hisseder ve zamanla uçtaki yumuşak dokularda harabiyet görülür (38).

PTB soketi ilk yapıldığında iç kısmının yumuşak bir maddeyle kaplanması öngörülmüştü; sonra terleme ve temizlik yönünden yarattığı sakıncalar gözönünde tutularak, doğrudan sert soketler yapılması yoluna gidilmiştir. Yumuşak soketin sert sokete esas üstünlüğü, güdükte gelişebilecek değişikliklere göre ayarlanma yapma kolaylığıdır. Ünitimizde, soketi uzun süre kullanabilmeleri için, yumuşak soketler daha çok büyüme çağındaki çocuk hastalara yapılmaktadır.

Bir diğer yöntem, problemlili güdüklerde sert soketlerin ucuna silastik dökmek suretiyle, sadece uç kısmı yumuşak yapmaktır.

Terleme problem yaratıyorsa, PTB soketini döküm sırasında delikli yapmak mümkündür. Delikli soketler daha hafif olmakla birlikte temizlenmesi sorun yaratabilir.

PTB soketinin Radcliffe, Wilson ve Lyquist tarafından 1965 yılında Kaliforniya Üniversitesinde



geliştirilen bir diğer çeşidi hava yastıklı sokettir (Şekil 22). Bu soket tipinde, distal ucu kapağa benzer bir yapıyla kapatılmış olan sert dış soketin içinde, tibia tüberkülü seviyesinden itibaren serbestçe sarkan ve güdüğü sıkıca saran elastik yapıda bir iç soket vardır. Dış soketin distal ucu, tibia distal ucuna

Şekil 22

2,5 cm. kala son bulur. Elastik iç ve sert dış duvar arasında kalan boşlukta atmosfer basıncında hava bulunur. Güdük distali elastik socketin gerilimi ve iki duvar arasındaki kapalı havanın sıkıştırılması ile desteklenmiş olur (30,38,45).

İç elastik socket veya gömlek, tibia tüberkülünden itibaren serbestçe sarktığı için, aşağıya doğru uzayabilir ama dıştaki sert socket mediolateral yöndeki hareketleri önler. Bu iç socket güdük boyundan bir miktar daha kısa olarak yapılır; dolayısıyla ağırlık bindiğinde gerilir ve güdüğün distal ucunu sıkıca destekler. Aynı zamanda, elastik socketin uzaması ile, 2 duvar arasındaki hava daha ufak bir hacimde sıkıştırılacağından basıncı artacaktır. Basınç transduseri ile yapılan ölçümlerde, duruş fazında hava basıncının 60-100 mm Hg'ya çıktığı, sallanma fazında ise eksi 30-60 mm Hg'ya kadar indiği saptanmıştır. Duruş fazında oluşan bu pozitif basınç hava yastığı gibi etki ederek, güdük distal ucunu destekleyeceğinden, hava yastıklı sokette patellar sekinin derinliğini yarı yarıya indirmek mümkün olmaktadır (41). Proksimal uçta baskının azaltılıp, distalde arttırılması ödem oluşması tehlikesini asgariye indirmiştir (30,41,45). Sallanma fazında ortaya çıkan negatif basınç ise suspansiyonu olumlu yönde etkilemektedir (41). Ağırlık bindiğinde içteki elastik socket aşağı doğru uzacağından deri fibula ve tibianın ucundan gerilmez; böylelikle gerilime bağlı deri harabiyeti önlenmiş olacağından, hava yastıklı socket özellikle hassas güdüklerde tercih edilir (30,38,45,66). Ancak bu socketin yapımı PTB socketine oranla zordur ve bir kez yapıldıktan sonra güdük boyutlarında değişiklik meydana gelirse iç elastik socketi değiştirmek mümkün olmaktadır.

Foort ve Breakly tarafından üleştirilmiş ve 47 hasta üzerinde başarı ile uygulanmış bir diğer socket çeşidinde, iç içe 2 socket ve dışta üst ekstremitte eldivenlerine benzer bir çorap bulunmaktadır. İçteki socket elastik, dıştaki ise serttir. Fibula başının bulunduğu bölgede sert socket oyulmuştur, yani fibula başı sadece içteki elastik socket ile dıştaki çorap tarafından desteklenmektedir. Çalışmada, belirgin kemik çıkıntıları olan güdüklerde, bu socketin rahatlık sağladığı belirtilmektedir (59).

Bunların dışında PTB socketine oranla anterior, medial ve lateral duvarları daha yüksek olan socketler bulunmakla birlikte, bu socketlerin PTB'den temel farklılıkları ağırlık taşıyıcı niteliklerinde değil suspansiyon sağlayıcı özelliklerinde yatmaktadır. Bu nedenle bu socketler suspansiyon sistemleri konusunda anlatılacaktır.

Suspansiyon Sistemleri

Diz altlı protezlerinde suspansiyon için şu yöntemler kullanılabilir:

- 1) İzometrik kontraksiyon
- 2) Negatif basınç (emmeli soket)
- 3) Üzerli güdüklerde pencere sistemi
- 4) Uyluk bandı
- 5) Y bandı
- 6) Uyluk bandı ve Y bandının birlikte kullanılması
- 7) Supra Kondiler Soket (KBM-Kondylen Bettung Münster)
- 8) Supra Kondiler Kamalı Soket
- 9) Supra Kondiler-Supra Patellar Soket (PTS)
- 10) Popliteal hava yastıklı soket

Seçilen suspansiyon sistemi, sallanma fazında yerçekimi ve atalet kuvvetlerine karşı gelerek soketi güdüğün üzerinde tutmalı, diz üzerine etki eden kasların fonksiyonlarını ve dizin normal hareketlerini kısıtlanamamalıdır. Bunların yanısıra duruş fazının başında dizdeki hiperekstansiyona gitme eğilimini kontrol altında tutması beklenebilir.

Diz altı güdüklerinde izometrik kontraksiyon, negatif basınç ve pencereli soket kullanma yoluna çok nadir olarak başvurulmaktadır.

Uyluk bandı: PTB soketinde en yaygın olarak kullanılan suspansiyon çeşidi uyluk bandıdır. İki ana fonksiyonu vardır.

- 1) Sallanma fazında protezi güdük üzerinde tutmak,
- 2) Duruş fazında dizin hiperekstansiyonunu önlemek.

Uyluk bandı, uyluğu patella ve femur epikondillerinin hemen üstünden saracak bir şerit ve bunun önünde soketin posteromedial ve posterolateral bölgele-
rine bağlanan geniş açılı ters U şeklindeki bir parçadan meydana gelir. Bu 2 parça deri materyalden ayrı ayrı kesilip dikilebilir veya tek parça halinde özel olarak kesilebilir. En iyi yöntem şablonla hasta üzerinde güdüğe uygun bir model çıkarmaktır.

Uyluk bandının işlevini en etkin şekilde yerine getirebilmesi için sokete bağlanırken şu yöntem uygulanmalıdır; Uyluk şeridi patellanın üst kenarı ve femur kondillerinin etrafından sıkıca bağlandıktan sonra ters U'nun alt uçları çekilerek gerilir. Çekme işlemi gerilimin femur kondillerine ve kuadriseps tendonuna aktarılmasını denetlemek için yapılır. Ardından, sokete bağlama yerinin doğru olarak saptanması için, ters U'nun alt uçları sıkıca çekilerek medial ve lateralde soket orta noktasının hafif posteriorunda bulunan iki noktadan

tutulur ve hastanın yavaş yavaş arkadaki sandalyeye oturması istenir. En doğru bağlama noktasını bulduğunuzda 180° ekstansiyondan 60° diz fleksiyonuna kadar U'nun uçlarındaki gerilim artacak, 60° den sonra gerilimde bir gevşeme görülecek ve diz 90 derece fleksiyona geldiğinde, hasta hiçbir gerilim hissetmeden, sandalyeye oturabilecektir. İstenilen gerilim-gevşeme ilişkisini veren bu iki nokta işaretlenip, ters U'nun uçları o noktalara bağlanır (Şekil 23).



Şekil 23

Racliffe, G.W., Foort, J.,

The Patellar-Tendon-Bearing Below Knee Prosthesis

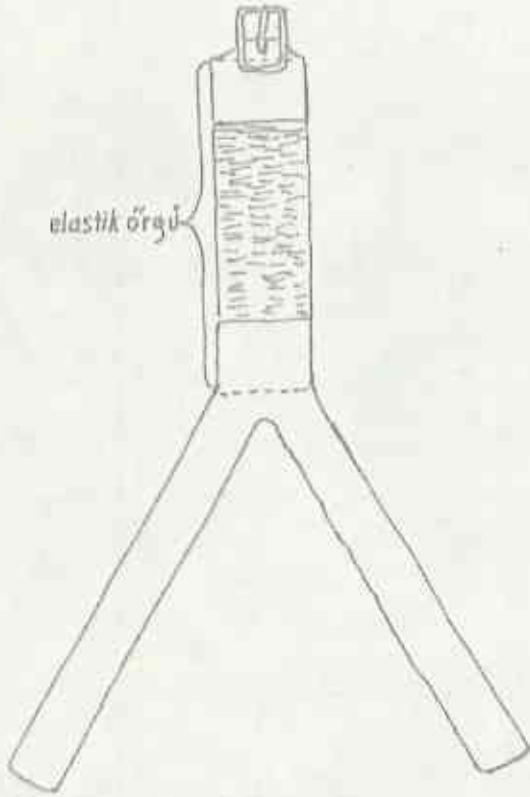
Eğer uçlar fazla posteriora bağlanacak olursa, diz ekleminde tam ekstansiyona izin vermeyecek kadar gerilirler ve topuk vuruşundan orta duruş fazına geçerken, hasta dizini gereğinden fazla fleksiyona getirerek yürür. Eğer uçlardan biri diğere oranla öne veya geriye bağlanacak olursa, yürüyüş sırasında parmak kalkışından hemen önce veya o esnada topuk mediale veya laterale doğru döner (45,49).

Mediolateral denge yönünden bir katkısı olmadığı için, uyluk bandı ile suspansiyon daha çok orta ve uzun güdüklerde kullanılır. Bandın sokete bağlanan noktalarını posteriora yerleştirerek dizin hiperekstansiyonu önlenebilirse de, genu rekurvatumu olan bir hastada, PTS soketini kullanmak daha etkin olacaktır. Şişman hastalarda uyluk şeridi patella üzerinden kayma eğiliminde olacağından uyluk bandı ile sağlanan suspansiyon yetersiz kalacaktır. Ayrıca Y bandı ve KBM, PTS soketlerine oranla piston hareketini önlemede daha az etkindir.

Uyluk bandının diğer suspansiyon sistemlerine üstünlüğü ise, otururken PTS, KBM soketlerindeki estetik sorunun ortaya çıkmayı ve kalça fleksiyona geldi-

ğinde, örneğin oturma, koşma gibi aktiviteler sırasında veya vasıtalara inip binerken özellikle Y bandında görülen soketin güdükten çıkma tehlikesinin olmayışdır.

Y Bandı : Y bandında suspansiyon bel kemeri vasıtasıyla sağlanır. Bel kemeri aslında krista ilyaka ile trokanter major arasında bulunması gerekir ama Y bandının naylon ve pamuklu karışımı bir dokudan yapılmış olan kemeri, çok zayıf kişiler dışında, bu bölgeden kayacağından genellikle bel boşluğuna oturur biçimde yapılır. Bu kemerin aşağıya uyluk önüne uzanan, deriden yapılmış bir parçası vardır (Şekil 24). Deri parça esneyebilen bir lastik parçayla devam eder.



Şekil 24

Radcliffe, C.W., Foort, J.,
The P T B Below Knee Prosthesis

rine göre aşağıya veya yukarıya bağlanacak olursa, soketi varusa veya valgusa doğru zorlayacaktır, birinin diğerine göre geriye bağlanması halinde ise, uyluk bandında olduğu gibi, yürüyüş sırasında parmak kalkışından hemen önce veya o es-

Y bandının suspansiyon sağlama-
mada etkili olabilmesi için
lastik parçanın uzunluğunun ve
esnekliğinin doğru olarak sap-
tanması önemlidir. Lastiğin
üzerindeki deri parçasından tu-
tarak protezi hafifçe kaldır-
maya çalıştığımızda lastik par-
çanın, son sınırına kadar uza-
yıp, sünmeden protezi tartabil-
mesi gerekir. Sünüyorsa, kullanı-
lan lastik parçanın kısa veya
sert, yerden kaldıramıyorsa, uzun
veya fazla esnek olduğunu gös-
terir. Lastik parça alt ucundan
ters V şeklindeki bir çatalın
uzantısı olan kısa deri parçaya
tutturulur. V nin iki ucu soke-
tin yan duvarlarının üst kısım-
larına bağlanır; (45,49) (Eğer
uyluk korsesi kullanılıyorsa
protezin yan çubuklarına da bağ-
lanabilir). Uçlardan biri diğere-

nada topuk mediale veya laterale doğru döner. Bu sakıncalar uçların aynı uzunlukta olmamaları halinde de ortaya çıkar.

Y bandının uyluk bandına olan üstünlüğü, piston hareketinin daha az oluşu ve şişman hastalarda sorun yaratmayışıdır. Buna karşın hasta oturduğunda, lastik parça üzerindeki gerilim kalkacağından protez ayaktan çıkabilir; daha çok parçası vardır, dolayısıyla giyip çıkarması zor olabilir, genu rekurvatumu önlemekte etkisizdir, hatta dizi hiperekstansiyona doğru zorlar.

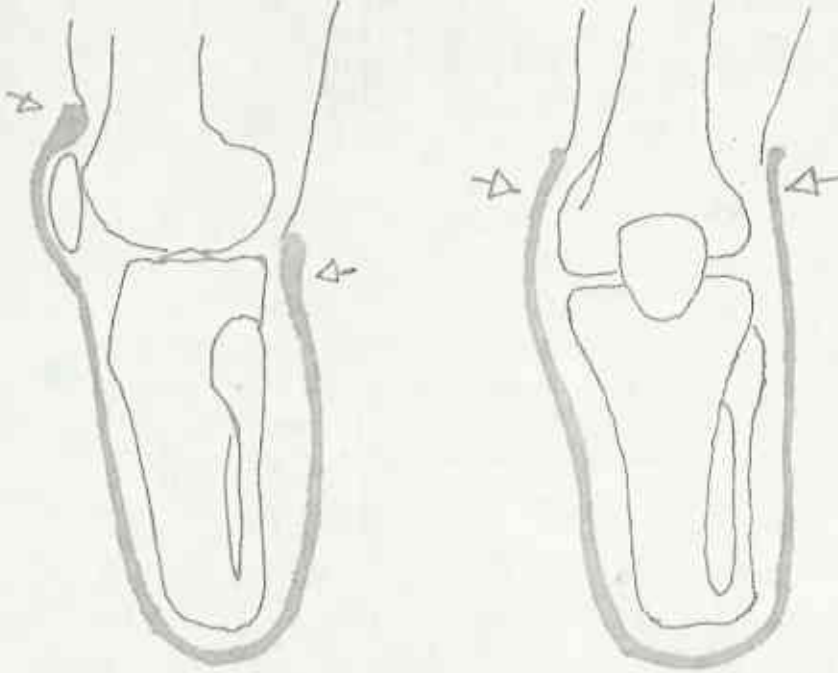
Uyluk bandı ve Y bandının birlikte kullanılması: Y bandının lastik parçasının ucundaki deri kısmı doğrudan uyluk bandının ön kısmına sabitleştirilir veya toka, kopça vs. ile tutturulur. Hasta kendini daha güvenli hisseder çünkü piston hareketi çifte etki ile kontrol edilir. Oturunca güdüğün soketten çıkması sorun olmaz ve şişman hastalarda da kullanımı mümkündür. Ancak, ikisinin birlikte kullanılması halinde bile, mediolateral dengeyi sağlamada bir katkısı olmayacaktır.

KBM (Kondylen Bettung Münster-Suprakondiler suspansiyonlu soket): Kuhn tarafından 1966 yılında Almanya'da geliştirilmiş olan bu soket tipinde ağırlık gene patellar tendonda taşınır. Orjinal PTB den farklı olarak yan duvarlar femur lateral ve medial kondillerinin üzerine dek çıkarak suspansiyonu sağlar. KBM nin sağladığı suspansiyon PTS soketine oranla daha az etkindir fakat mediolateral denge yönünden PTS ile arasında bir fark yoktur(41). Kısa güdüklerde yan duvarlar 1-2 cm. kadar uzatılarak mediolateral denge arttırılabilir, ancak bu oturma sırasında estetik sorun yaratır. PTB de olduğu gibi suspansiyon için uyluk veya Y bandına gerek yoktur. PTB de kullanılan uyluk bandı, diz hiperekstansiyonunu önleyici bir mekanizma olmamakla beraber, patella üzerinden baskı yaparak hastaya güdüğünü fleksiyonda tutmasını hatırlatır. Oysa ki KBM soketinde genu rekurvatumu önleyici hiçbir mekanizma yoktur. Eğer deri, sert örgü veya ileal lublarda kullanılan mipolan gibi bir maddeden, bir yan duvarın iç kısmından başlayıp, patella üstünden geçen ve diğer duvarın iç kısmında son bulan bir köprü band yapılacak olursa, PTS deki estetik sorun olmadan ilave suspansiyon sağlanmış ve dizin hiperekstansiyonu önlenmiş olur.

KBM soketinde, medial duvarın yüksek oluşu nedeniyle medial proksimaldeki güdük-soket baskısı artacak dolayısıyla duruş fazında soketin mediale doğru eğilmesine karşı gelecek olan kuvvet artmış olacaktır. Bu ise lateral distalde güdük-soket baskısının azalmasına neden olur. Böylelikle kısa güdüğü olan bir hasta, destek yüzeyinin dar tutulmasına rağmen fazla rahatsızlık hissetmeden

PTS Soketi (Suprapatellar-Suprakondiler Suspansiyonlu Soket) : 1964 yılında Fransa'da Fajal tarafından geliştirilen bu soketin ön duvarı patellanın, yan duvarları ise femur kondillerinin üstüne dek çıkmaktadır (Şekil 26) (41,45,66).

Bu sokette ön duvar yüksek olduğundan karşı kuvvet oluşturacak olan posterior duvar orjinal PTB soketine oranla biraz daha yüksek tutulur. Anterior duvarın üst kenarı kuadriseps tendonuna baskı uygulayarak dizin tam ekstansiyona gitmesini önler. Bu yönüyle genu rekurvatumu önlemede en etkili soket çeşididir (41).



Şekil 26

Murdoch, G., *Prosthetic and Orthotic Practice*

Soket ancak diz fleksiyonda iken giyilip çıkarılabilir. En önemli sakıncası oturulduğunda ön duvarın hafif çıkıntı yapmasıdır; bir de çömelme sırasında yüksek arka duvar diz fleksiyonunu sınırlandırabilir (45).

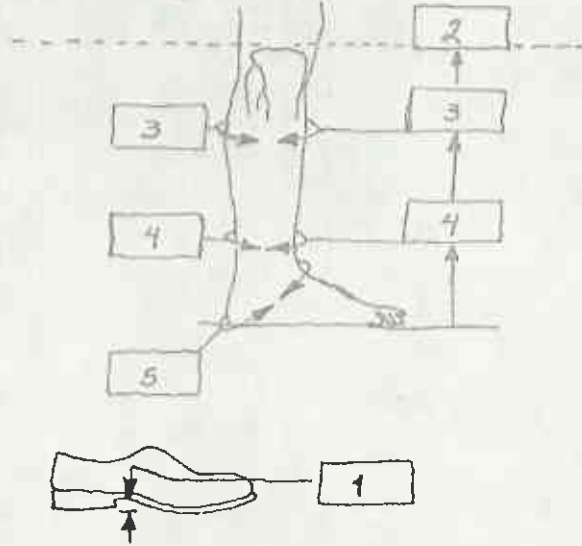
Bu sokette medial proksimalde geniş bir sahadan baskı uygulandığı için KBM soketinde olduğu gibi, hasta fazla rahatsızlık hissetmeden destek yüzeyini dar tutarak yürüyebilir. Suspansiyon hem kondillerin hem patellanın üzerinden sağlandığından çok etkilidir; nadiren yardımcı bir suspansiyon aracına gereksinme duyulur. Yumuşak veya sert soket şeklinde yapılabilir. Giyilmesi daha kolay olmakla birlikte, yumuşak sokette suspansiyon biraz zayıflar. Bu yararlarının yanı sıra, PTS soketinde algılama alanı geniş olduğundan, özellikle kısa güdüklerde tercih edilen soket çeşididir.

Popliteal hava yastıklı soket : Bu suspansiyon çeğinde, soket giyildikten sonra popliteal bölgede bulunan hava yastığı şişirilir ve güdüğün soketten çıkması önlenmiş olur. Orjinal PTB soketinde tek başına kullanılabileceği gibi, diğer suspansiyon çeşitlerinin yanısıra yardımcı bir suspansiyon aracı olarak da kullanılabilir. En büyük sakıncası, popliteal bölgeden uyguladığı baskı ile, zaten bir miktar zayıflamış olan kan dolaşımı üzerinde meydana getirebileceği olumsuz etkidir.

SÖKETİN YAPILIŞI

A) ÖLÇÜ ALMA :

Ölçü alma işlemi protezin temelidir. Önce sağlam bacağın anteroposterior ve mediolateral şekli kağıda çizilip şu bilgiler kaydedilir (Şekil 27):



Şekil 27

Radcliffe, C.W., Foort, J.,
The Patellar-Tendon-Bearing Below-Knee Prosthesis

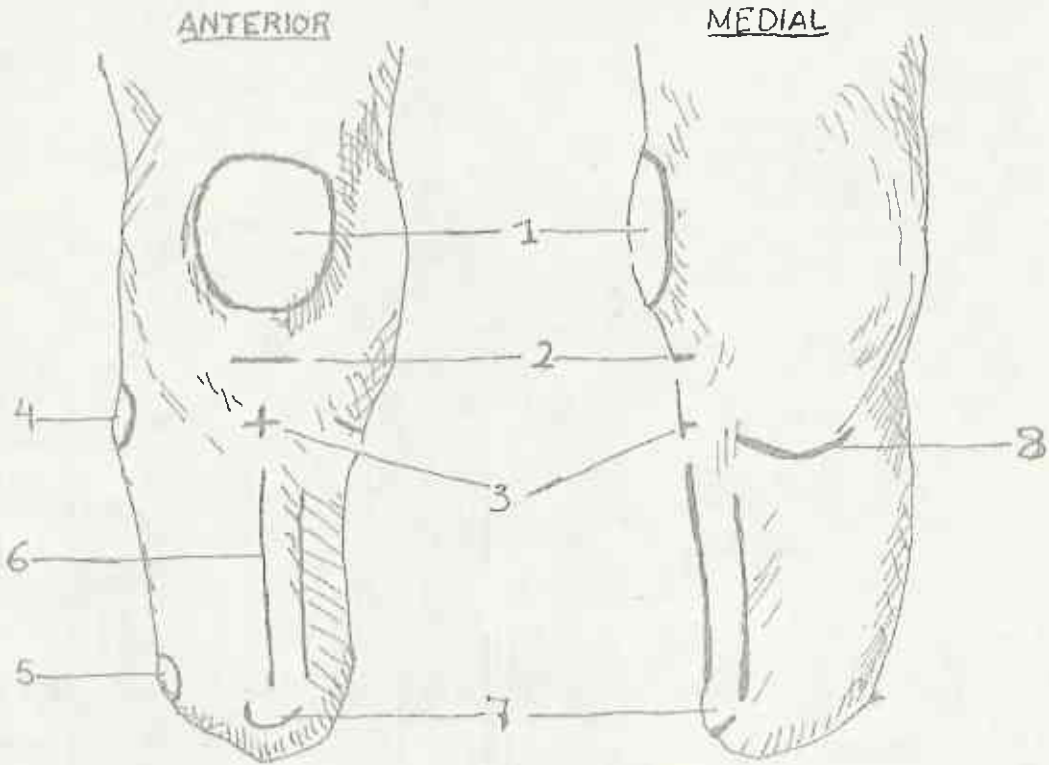
- 1) Ayakkabı numarası, topuk yüksekliği,
- 2) Medial tibial platodan topuk altına kadar olan mesafe,
- 3) Baldırın en geniş yerinden alınan çevre ölçüsü,
- 4) Malleollerin hemen üstünden, ayak bileğinin en ince yerinden alınan çevre ölçüsü,
- 5) Topuk bilek çevre ölçüsü (36,46,49).

Ardından güdüğe ait şu bilgiler kaydedilir:

- 1) Tibial platodan güdük ucuna olan mesafe (Yumuşak doku boyu),
- 2) Tibial platodan tibia ucuna olan mesafe (Kemik boyu),
- 3) Tibial platodan kompas ile mediolateral genişlik ölçüsü,
- 4) Tibial platodan anteroposterior genişlik ölçüsü,
- 5) Femur epikondillerinin apeksinden mediolateral genişlik ölçüsü,
- 6) İç ve dış fleksör tendonlarının dış kenarları arasındaki mesafe,

- 7) Tibial platodan güdük ucuna kadar olan mesafe güdük boyu uzunsa 5 cm., kısa ise 2 cm. aralıklarla işaretlenir, anteroposterior, mediolateral genişlik ölçüsü ve çevre ölçüsü alınır ,
 - 8) Valgite açısı,
 - 9) Bunların yanısıra güdüğün şekli ve güdüğe ait özellikler kaydedilir.
- B) NEGATİF MODELİN ÇIKARILMASI :

Eğer güdük tam şeklini almış ise bacak istenilen fleksiyon derecesinde ağı masasından sarkıtılabilir, ancak ödemli ve bülböz bir güdükse şişme görüleceğinden uzun oturma pozisyonu tercih edilir. Kemik çıkıntıların ve diz fleksör tendonlarının tam olarak belirlenmesi için güdüğün 30 derece fleksiyonda (49) ve 20 derece fleksiyonda (36) tutulması önerilmekle beraber, kanımızca güdüğün boyu kısa ise fleksiyon derecesi artırılmalı, uzun ise azaltılmalıdır. Negatif model çıkartılmasında başka yöntemler de olmakla birlikte çoğunlukla kullanılan yöntem stakinet üzerinden alçı sargı yapmaktır.



Şekil 28
Radcliffe, C.W., Foort, J.,
The Patellar-Tendon-Bearing Below-Knee Prosthesis

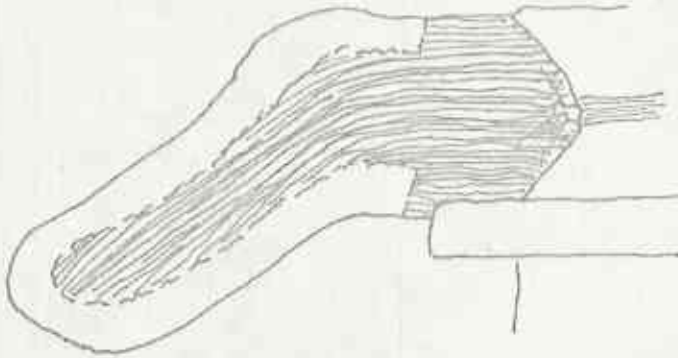
Stakinet medial ve lateralden iki lastikle bele tutturulur. Tutturma sırasında hastanın kalçasını biraz fleksiyona getirmesi ve böylelikle çorabın gergin tutulması önerilir (36,49). Ancak fazla gergin olması halinde, posteriorıda yumuşak dokular sıkışacağından güdük sivri bir şekil alır. Bu ise ileride tibia kristası üzerinde baskıya neden olur.

Çorap giydirildikten sonra kopma kalemı ile şu bölgeler işaretlenir (Şekil 28).

- 1) Patella,
- 2) Midpatellar tendon,
- 3) Tuberositas tibia,
- 4) Fibula başı,
- 5) Fibula distal ucu,
- 6) Tibia kristası (Önce tibianın medial kenarından yukarıdan aşağıya bir çizgi çizilir. Lateral kenarı ise bu çizginin 1,5-2 cm. kadar dışında kalır. Gerekli görülürse lateral kenar da işaretlenebilir),
- 7) Tibia distal ucu,
- 8) Tibia medial kondilinin distal sınırı (46,49).

Bu bölgeleri korumak için keçe, plastozot veya 6-8 kat alçı kesilip buralara yerleştirilir. Böylelikle daha alçı sarımına başlamadan kemik çıkıntılar için gerekli yatak hazırlanmış olur. Bu parçaların üzerine vazelin sürülüp veya sprey sıkılıp alçı sarımına geçilir.

Önce bir veya iki kat sargı ile patellanın üzerinden başlanarak yukarıdan aşağıya inilir, güdük ucundan dolaşılıp popliteal bölgeye kadar çıkılır (Şekil 29) (36,49). Sonra yukarıdan aşağıya, dıştan içe doğru diagonal sarımlar yapılır.



Şekil 29
Radcliffe, C.W., Foort, J.
The Patellar-Tendon-Bearing Below-Knee Prosthesis

PTS tipi soket yapılıyorsa patellanın ve kondillerin üst sınırına dek çıkılır (46). 3 mm.'lik bir kalınlık sağlanınca alçının her tarafı sıvazlanır. Alçı sertleşmeden her iki elin başparmağı tibia kristası ile 30-45 derecelik bir açı yapacak şekilde ve distal falankstan 90 derece fleksiyonda tutularak patellar tendon bölgesinden baskı uygulanır (46,49). Bu arada diğer parmaklarla fleksör tendonlarına gelmemesine dikkat edilerek popliteal bölgeden, avuç içi ile de tibia medial kondilinin hemen altından baskı uygulanır. PTS, KBM tipi soketler yapılıyorsa ikinci ve üçüncü parmaklar kondillerin üzerinden baskı uygulanır. Alçı sertleşene kadar el bu pozisyonda kalır. Alçı donduktan sonra, yapılacak soket PTB ise diz fleksiyona getirilir, iki elle sıvazlama yapılır, öne arkaya doğru hafifçe hareket ettirilerek alçı çıkarılır (36,49). PTS ise alçı patellanın ortasına kadar kesilip çıkarılır (46).

Kemik çıkıntılar üzerine konan alçı parçaları alındıktan sonra popliteal kısım açılır, kesilir ve kesilen parça fleksör tendonlarının yatağı olarak geriye bükülür. Pozitif modelin kolay ayrılmasını sağlamak amacıyla negatif modelin içine silikon, pudra veya konsantre sabun dökülür; alçı ile doldurulur ve demir bir boru sokularak sertleşmeye bırakılır (47). Alçı 20-30 dakika sertleşir. Pozitif model kalıptan çıkarılır ve işlenmesine başlanır.

C) POZİTİF MODELİN İŞLENMESİ :

Çukurlaştırılacak yerler:

1) Patellar tendon sekisi: Eni 3,5-4 cm., derinliği 12 mm., yüksekliği 18 mm. olacak şekilde çukurlaştırılır.

2) Soketin anteromedial duvarı: Kemikli güdüklere ait modellerde tibianın anteromedialinde çukurlaştırma yapılmaz. Ancak yeterli yumuşak doku varsa buradan 3-6 mm. kadar alınır. Vücut ağırlığının bir kısmı tibia medial kondilinin hemen altındaki bölgede taşınacağından burada 9 mm. ye kadar çıkılabilir.

3) Soketin anterolateral duvarı: Lateral stabiliteyi sağlamak için modelin anterolateralinden 3-6 mm. kadar alınır.

4) Arka duvar: Popliteal bölgeye gelen kısımda diz çizgisinden 5 cm. aşağıya kadar 3 mm. alınır.

5) PTS ve KBM soketlerinde kondillerin üst sınırına gelen kısımda, özellikle medialde fazla olmak üzere 12-18 mm. kadar bir çukurlaştırma yapılır.

6) PTS soketi yapılıyorsa patellanın üstünden 1-1,5 cm. kadar derinleştirilir.

Çukurlaştırma işlemi bittikten sonra sıra doldurulacak yerlere gelir. Negatif model yapılırken bu bölgelere ilave alçı konulmuşsa pürüzleri düzeltmek yeterli olabilir. Eğer baştan ilave alçı konulmamışsa kemik çıkıntılarının üzerine

3-9 mm. kadar dolgu yapılır. Eğer güdük distali kemikli ise distale 1 cm. kadar ilave yapılması uygundur. Bu arada alçı şişmesi olabileceği için ölçüler devamlı kontrol edilmelidir. Model törpülenerek düzeltilir ve alçı fırında kurutulur(36,46,49).

D) LAMİNASYON (Poliester Dökümü) :

Kurutulmuş alçı model hava emme sehbasına yerleştirilerek poliester dökümüne geçilir. Önce, poliesterin alçıya bulaşmaması için alçının izole edilmesi gerekir. İzolasyon için, ıslatılınca esneklik kazanan polivinil alkol (PVA) kullanılabilir. Diğer bir yöntem, alçı modelin üzerine LAC denen sıvı polietilen sürülmesidir. Eğer PVA kullanılacaksa 5 dakika kadar ıslatılıp esnekliğinden yararlanılarak modelin üzerine geçirilir ve alt kısmı bağlanır, içindeki hava boşaltılır. Güdük kısa veya orta boyda ise düz bir PVA parçasının kullanılması yeterlidir. Uzun güdüklerde ise konik kesilmiş bir parça ve güdük ucunu kapatmak için takke şeklinde bir ikinci parça kullanılır. PVA bütün yüzeyi iyice sarıp, modelin şeklini alır. Bundan sonra modelin üzerine 6-8 kat teflon, naylon, perlon, cam elyafı, dakron keçe gibi örgülerden geçirilir (dakron keçe sadece bir kat kullanılır.) Genellikle gözle görülmeyen lifleri cilt üzerinde tahriş yapacağından ve esnekliği engellediğinden cam elyafı iç soketlerde kullanılmaz.

Bu örgülerin üzerine poliesteri dökmek için bir dış duvar gerekir. Konik kesilmiş bir PVA veya polivinil klorür parçasından boru yapılır, modelin üzerine geçirilir ve alttan bağlanır. Üst kısımdan aslı reçine olan poliester dökülür. İçine belirli oranlarda hızlandırıcı, sertleştirici ve renk katılmış olan poliester, hava emmesi ve el y. dımıyla modelin her tarafına eşit şekilde yayılmalıdır. Eğer çukur yerlerde birikir ise çatlamalara neden olabilir. Katalizörlerin reaksiyona girmesi ile ısı meydana gelir ve polimerizasyon başlar. 10-15 dakikada polimerizasyon tamamlanır. Sertleşen poliesterin içerisinden alçı boşaltılır ve böylelikle güdüğe uygun bir kovan elde edilmiş olur.

E) DİĞER SOKET YAPMA YÖNTEMLERİ :

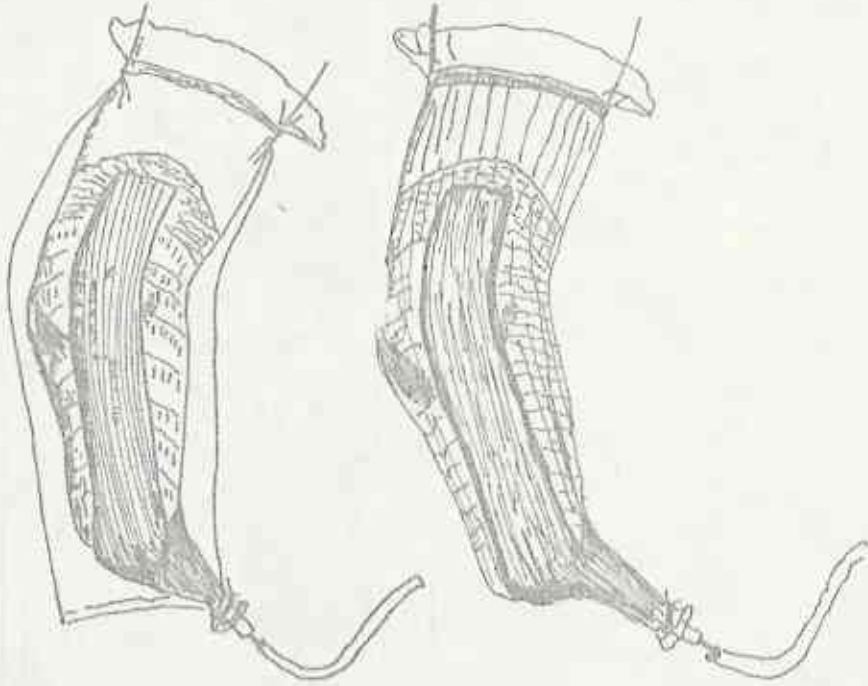
Soket yapımında en çok uygulanan yöntem yukarıda anlatılan olmakla beraber başka yöntemler de vardır.

Petrol türevleri olan Polysar X4-4 veya Polysar 414 gibi ısıtılmak suretiyle şekil verilebilen termoplastik maddeler kullanılarak doğrudan hastanın üzerinde alt uçta boşluk kalacak şekilde bir soket yapmak mümkündür. Bu durumda protezin ayarı ve uyumu sağlandıktan sonra soketin içi tam teması sağlayacak şekilde doldurulur (55,67).

Negatif modeli çıkartırken alçı yerine güdüğün şeklini çok daha ayrıntılı olarak veren alginate veya agar kullanılabilir. Güdük yoni hazırlanmış sıvı alginate veya agarın bulunduğu bir kaba birkaç kez daldırılır. Jel kıvamına gelmesi yani sertleşmesi beklenir. 2. gün, alginate ise ancak bir kez kullanılabilirliği için alçıya oranla pahalı bir yöntemdir. Ayrıca alginate kurudukça hızla küçülür; bu nedenle alçının derhal içine dökülmesi gerekir (25).

Bir diğer yöntem de, güdüğe geçirilen sentetik kauçuktan yapılmış tüpün üzerinden pnömatik bir torba ile basınç verilir ve böylelikle tüpün güdüğün şeklini alması sağlanır. Bu yöntem kemikli, olgunlaşmış güdüklerde yararlı olmakla beraber ödemli güdüklerde elde edilen kovan gevşek olur (67).

Fajal 1965 yılında PTS soketi yaparken negatif modeli elde etmek için alçı sarımın üzerine PVA dan yapılmış bir boru geçirmiş, üst ucunu uylukta bağlamış, alt ucundan ise hava emmesi uygulamış ve bir yandan da elle basınç vermiştir (Şekil 30) (41).



Şekil 30
Murdoch, G.,
Prosthetic and Orthotic Practice

GÜDÜK SOKET UYUMU

Soketi hazırlanmış bir hastada, güdük-soket uyumu kontroluna geçmeden evvel, hastayla konuşmak gerekir. Hastaya, kendi güdüğünün ve deneyeceği soketin özellikleri, vücut ağırlığının nerede taşınacağı, nerelerde ne tür ve ne şiddette baskılar hissetmesinin olağan sayılabileceği anlatılmalı; ve hasta önemli bir rahatsızlığı olduğu takdirde, bunu gidermek için gerekli değişikliklerin yapılacağına inandırılmalıdır. Ortalama olarak ne kadar süre eğitim göreceği, bu sürenin hangi durumlarda uzayabileceği, hastanın kendi katkılarının ne olabileceği ve eğitimin amaçları hakkında bilgi verilmelidir. Ayrıca, ilk defa protez kullanan hastalara, güdüğün zamanla incelmesinin beklenebileceği ve buna bağlı olarak baskıların oluşabileceği anlatılmalıdır. Hastaya güdüğü ve soketi temiz tutmanın önemi kavratılmalıdır.

Açıklamalı bir ön konuşma ile, hastanın güvenini kazanmak ve tedavi ekibiyle işbirliği yapmasını sağlamak, başarılı bir rehabilitasyon çalışması için zorunludur.

Soketi denemeye geçmeden evvel, güdük dikkatle incelenmeli ve güdüğün şeklinin yanısıra, ödem, renk değişikliği, aşırı duyarlık, ısı farklılıkları, eklemlerde kontraktür; kaslarda kısıklık, nodüller, zayıflık; deride enfeksiyon, incelme, nasırlaşma; kılıklarda dökülme; dizde krepitasyon, rekurvatum; bacaklarda gevşeklik; nöromalar; kemiklerde açılma, spur oluşması ve fibulanın çıkarılmış olması gibi durumlar kaydedilmelidir.

Gerekli bilgilerin kayda geçirilmesinin ardından, güdüğün ve soketin medio-lateral ve anteroposterior çaplarının uygunluğu kontrol edilmelidir. Soketini nasıl giyip çıkaracağı hastaya gösterilir. Soket ilk başta stakinet ile denenir, hasta ancak üç kat stakinet ile soketini giyebilir hale geldiğinde, beş katlı yün güdük çorabını kullanmaya başlar. Paralel barlar arasında boy ayarı yapılarak, hastanın ağırlığını bir sağlam bacağa bir güdüğe vermesi istenir. Hasta giderek güdüğe ağırlık verme süresini arttırır ve ellerine verdiği ağırlığı azaltmaya çalışır. Bu arada güdük, ayakta dururken ve otururken ortaya çıkabilecek baskı belirtileri yönünden, sık sık incelenir.

Nesnel belirtilerin yanısıra (çoğunlukla baskının olduğu bölgede güdük çorabının doku izleri ve kızarıklık, şişme gibi belirtiler gözlenebilir), hastanın öznel yakınmalarını da dikkate almak gerekir. Kesik kemik uçları, kas gövdesi ve derin sinirler üzerinde hissedilen baskı, genellikle künt bir ağrı şeklindedir. Fibula başının posteroinferiorunda bulunan peroneal sinir veya tibia medial

kondili altından geçen safen siniri izerinae baskı varsa hasta iğne batar tarz-
da, keskin bir ağrı duyacaktır (49).

Hastalar çoğunlukla şu bđlgelerde rahatsızlık hissettiklerini belirtirler:

1- Güdük Distali : Güdük distalinde hissedilen rahatsızlık

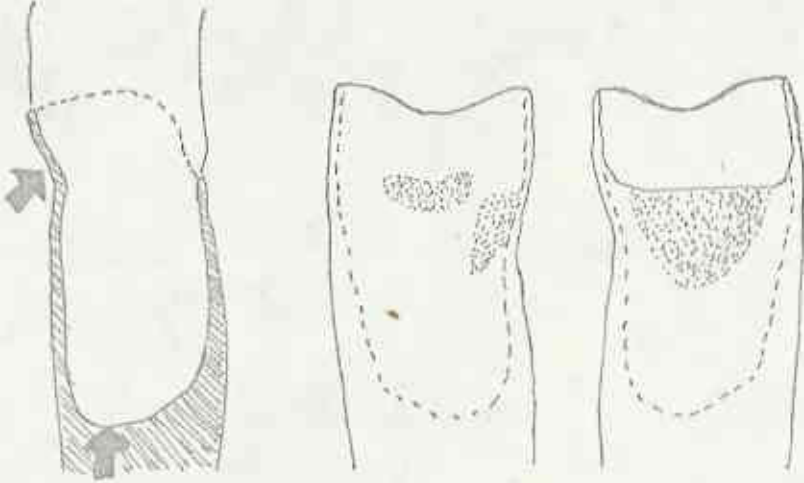
A- Güdük ucuna fazla ağırlık binmesi,

B- Güdük ucunun öne arkaya hareket etmesi,

C- Güdük ucunda boşluk bulunması gibi nedenlere bağlı olarak gelişebilir.

A- Güdük ucuna fazla ağırlık binmesi şu durumlarda görülür;

a) Soketin güdüğü üstten kavrayışı yetersiz olduğu için güdük aşa-
đıya kaymış olabilir. Rahatsızlığı gidermek için popliteal bölge, patellar
seki ve medial tibial kondilin alt kısımları doldurulur (şekil 31) (49).



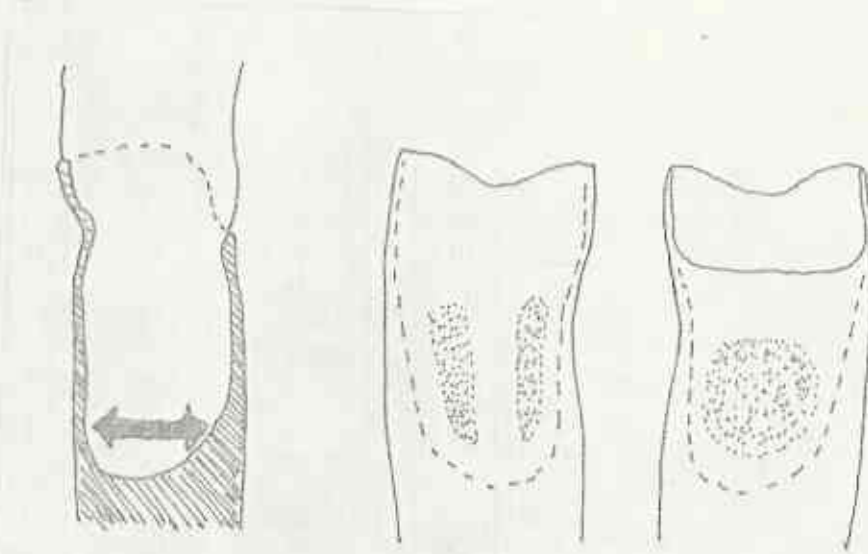
şekil 31

Radcliffe, C.W., Foort, J.,

The Patellar-Tendon-Bearing Below-Knee Prosthesis

b) Güdük ucunda tibia distali için yeterli yatak olmayabilir; hatta
soket kısa geliyor olabilir. Çorap boyanıp bu durum saptanır ve soket o böl-
gede şişirilir.

B- Güdük ucunun anteroposterior yöndeki hareketini azaltmak için gas-
trocnemius bölgesi ve tibia kristasının iki yanı doldurulur (şekil 32) (49).



Şekil 32
Radcliffe, C.W., Foort, J.,
The Patellar-Tendon-Bearing Below-Knee Prosthesis

C- Güdük ucunda boşluk bulunması halinde, uçta ödem gelişecektir. Ödem yeni ise cild rengi morumsu, uzun süredir devam ediyorsa kanverengidir. Çoğunlukla güdük ucundaki boşluk, soketi üst kısmının dar tutulması nedeniyle, hastanın yeterli sayıda çorap giyememesine bağlı olarak grlur. Soketin st kısmının dar tutulması, dolanımı olumsuz yönde etkileyecek ve uçtaki demin artmasına neden olacaktır. Sorun buradan kaynaklanıyorsa, soket üst sınırı bir miktar genişletilir. Bazen güdüğün şekli veya skar dokusunun özelliği nedeniyle, tam temaslı soket yapmak mümkün olmayabilir. Bu durumda, uca silastik dökülerek, doğabilecek sakıncalar giderilmeye çalışılır.

2- Patella Bölgesi : Patella bölgesindeki rahatsızlık, genellikle patellar seki baskısının patellar tendon bölgesi yerine, patellanın alt kısmına gelmesi ile gelişir. Güdük soket içinde aşağıya kaymıştır. Bazen orap sayısını arttırmak, bu rahatsızlığı gidermeye yetebilir. orap sayısını arttırmak güdük distalinde baskıya neden oluyorsa, popliteal bölge, patellar seki ve tibia medial kondilinin alt kısmı doldurulur. Eğer patella bölgesindeki rahatsızlığa sekinin yksekligi neden oluyorsa, üst kısımdan bir miktar alınarak patellar seki inceltirir. Bu bölgedeki rahatsızlığın nedeni, güdüğün soket içinde ne ve arkaya hareket etmesi ise, tibia kristasının medial ve laterali ile gastroknemius bölgesi doldurulmalıdır (49).

3- Tibia kristası boyunca: Bu bölgede baskı, ya tibia kristası için bırakılan yatağın yetersiz oluşuna (10-15 mm. eninde olmalı), ya da güdüğün soket

içinde öne arkaya hareketine bağlı olarak gelişir. Çorap boyanır, yatak yetersiz ise soket o kısımda şişirilir, öne arkaya hareket varsa kristanın medial ve lateralinden baskı verilir.

4- Tüberositas Tibia : Patellar sekinin izi tüberositas tibia üzerinde ise, soket güdüğe dar geliyor demektir.

a) Çorap fazla geliyor olabilir, güdük ödumlu olabilir veya soket genelde dar olabilir.

b) Tüberositas tibia için yeterli yatak bırakılmamıştır.

c) Soketin boyu güdüğe oranla kısadır.

d) Patellar sekinin yüksekliği 18 mm.den fazladır.

e) Güdük soket içinde aşağı yukarı hareket ediyordur.

Saptanan bozukluğa göre gerekli düzeltmeler yapılır.

5- Diz Fleksör Tendonları Bölgesi : Oturulduğunda veya diz fleksiyonageldiğinde baskı hissedilir. Tendon için yeterli yatak açılarak bu şikayet giderilebilir.

6- Fibula Başı ve Fibula Distali : Bu bölgelerde hissedilen baskı çoğunlukla bırakılan yatağın yetersiz oluşu nedeniyle gelişir. Çorabı boyayarak bunu anlamak mümkündür. Baskı izi varsa yatak derinleştirilir veya genişletilir. Bir de güdüğün soket içinde mediolateral yönde hareket etmesi ile fibula başında baskı görülebilir. Gerekli bölgelerde baskı verilerek, (fibula laterali, tibia medial kondilinin distali) hareket önlenmeye çalışılır.

Bu belli başlı bölgeler dışında, soket içindeki bazı pürüzler, çeşitli yerlerde baskıya neden olabilir. Dikkatli bir gözlemlerle, çorap dokusunun güdük üzerindeki izlerine bakılarak, bu tür baskı bölgeleri saptanabilir.

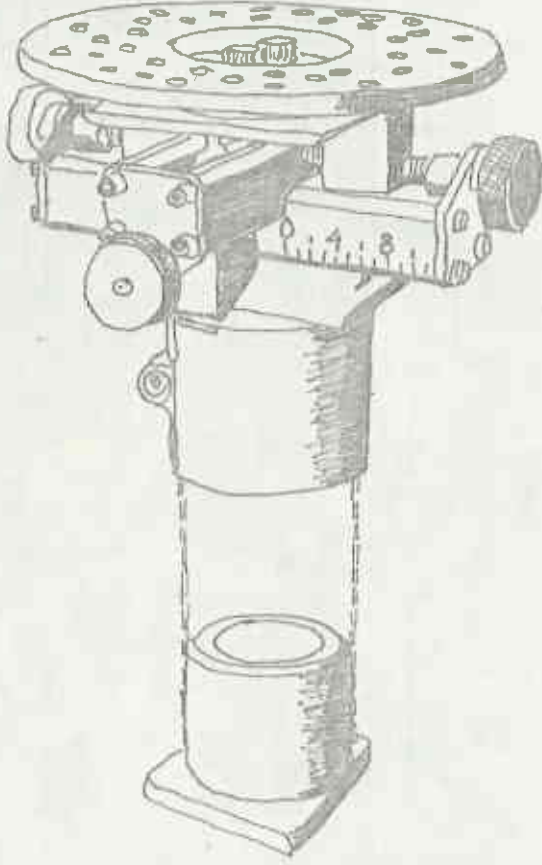
Soket yeterli bir süre denendikten, uyumundan gelen rahatsızlıklar giderildikten sonra, belirli prensiplere göre soketin altına diz altı ayar cihazlarından biri takılır ve ayağa bağlanır. Artık protezin uyumu ve ayarına geçilir, yani güdük, soket ve ayağın arasında protezin işlerliğini gerçekleştirecek geometrik ilişki saptanmaya çalışılır.

AYAR CİHAZI ve AYAĞIN TAKILMASI

Diz altı soketiyle kullanılabilen üç tip ayar cihazı vardır.

- 1) Berkeley,
- 2) Staros-Gardner,
- 3) Modular Pylon,

Berkeley ve Staros-Gardner ayar cihazında soketi anterior, posterior, medial ve laterale eğirme ve toplu olarak kaydırma olanağı vardır. Modular



Şekil 33

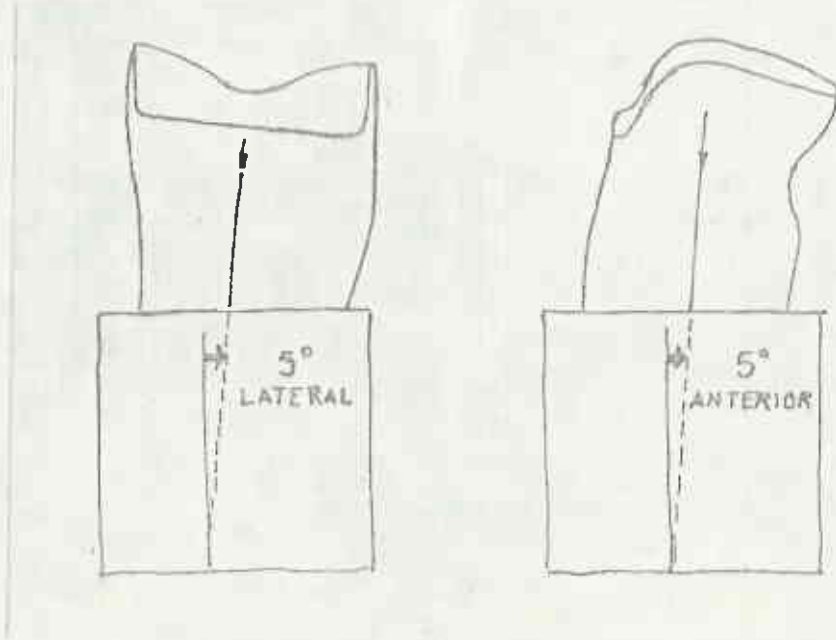
Radcliffe, C.W., Foort, J.,
The P T B Below-Knee Prosthesis

pylon ise esas olarak eğirme hareketlerine (fleksiyon, ekstansiyon, valgus ve varus) izin veren bir tüp sistemidir; toplu kaydırma hareketi çok sınırlıdır. Daha çok diz üstü, iç iskeletli protezlerde kullanılan bu ayar cihazının en büyük yararı, protezin bir parçası olması nedeniyle, protez bittikten sonra da üzerinde ayar yapma olanağı sağlamasıdır. Her üç ayar cihazında sokete rotasyon verilebilir. Çok uzun güdüklerde, zorunlu olarak kendi uzunluğu az olan Staros-Gardner cihazı kullanılır. Kısa güdüklerde ise, soketin altındaki takozu da kısa tutup ayarları daha doğrudan yapmaya olanak verdiği için, gene Staros-Gardner tercih edilir. Orta boy gü-

düklerde ise genellikle Berkeley ayar cihazı kullanılır (Şekil 33).

Soketi doğrudan ayar cihazı üzerine oturtmak mümkün değildir. Önce soket üzerinde lateral ve posterior referans çizgileri bulunur. Sonra bu çizgilere belirli açılar verilerek, soket, alt ucundan bir takozun içine yerleştirilir. Lateral referans çizgisini bulmak için, patellar tendon sekisi ile popliteal sekiyi birleştiren hattın orta noktası, soketin dış duvarında işaretlenip, aşağıya doğru uzatılır. Posterior referans çizgisi ise, soketin iç-dış orta noktasının soket arka duvarına işaretlenmesi ile elde edilir. Bu çizgiler bulunduktan sonra, lateral referans çizgisi 5° anteriora, posterior referans çizgisi ise 5° laterale

eğim yapacak şekilde, soket takozun içine yerleştirilir (Şekil 34) (37,45,49). Bu açıları, ileride ayar cihazları sayesinde değiştirmek olanağı vardır.



Şekil 34
Radcliffe, C.W., Foort, J.,
The Patellar Tendon Bearing Below Knee Prosthesis

Her ne kadar PTB soketinde, çok uzun olmayan güdüklerde, 5° anterior eğim, yani 5° fleksiyon verme zorunlu sayılabilir ise de, kaynaklarda öngörülen 5°lik lateral eğimi verme tartışılabilir. Ünitimizde yapılan çalışmalarda, uzun güdüklerde 5°lik lateral eğim verilmekle birlikte, güdük kısalдықça, anatomik duruma uyum yapma amacıyla verilen medial eğim ile, hastaların daha rahat ve düzgün yürüdükleri gözlenmiştir.

Ayağın üstüne ayak bağlantı ünitesi takılır ve ayar cihazının tüpü bunun üzerine oturtulur. Soket ayar cihazının üzerine yerleştirilirken, tüm ayarlar 0'a yani orta hatta getirilir. Lateral referans noktasından sarkıtılan çökül, konvansiyonel ayakta, bilek eklem merkezinin 3,5-4 cm. önünden, SACH ayakta ise 2,5-3 cm. önünden geçecek, posterior referans noktasından sarkıtılan çökül, topuk orta noktasına veya biraz mediale gelecek şekilde ayarlar yapılır (45,49).

Seçilen ayak ve kullanılan ayakkabı öyle olmalıdır ki, vücut ağırlığı soketde taşınırken, ayar cihazının tüpü vertikal durmalı, ağırlık verilmediğinde ise 2-3° öne eğim göstermelidir. Topuk lastiği, bu ağırlığın 2/3 ünü metatars başlarına isabet eden bölgede, 1/3 ünü ise topukta taşıyacak sert-

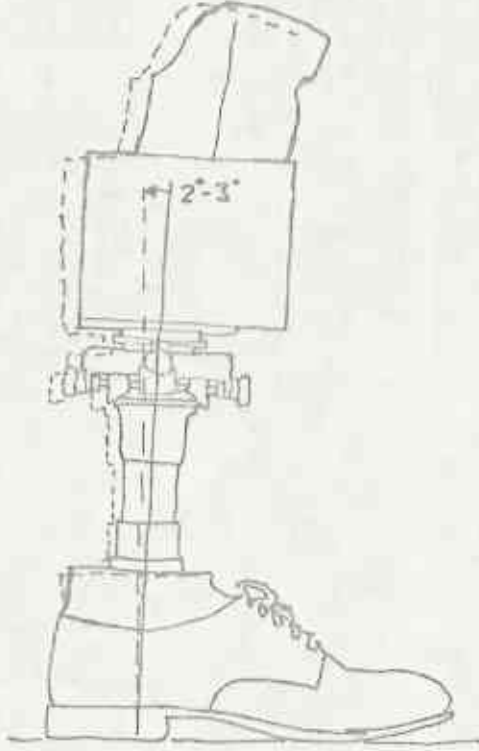
likte olmalıdır (Şekil 35) (49).

Suspansiyon aracı takılıp, paralel barlar içinde yürüme ve denge egzer-

sizlerine geçilmeden önce, hastanın protezi, statik uyum yönünden kontrol edilir.

PROTEZİN STATİK UYUMU

- 1) Boy: Protezli taraf ve sağlam bacağın eşit uzunlukta olmasına dikkat edilmelidir. En iyi ölçüm spina ilyaka anterior superiordan yapılır. Kalçadaki kontraktür bu ölçümün sağlıklı olmasını önliyorsa, patellar tendondan yere olan mesafeleri kıyaslamak mümkündür.
- 2) Rotasyon : Rotasyon derecesinin başından doğru olarak saptanması çok önemlidir; çünkü rotasyondaki bir bozukluk diğer ayarlara da yansır. Ayağa 15° lik dış rotasyon verilmelidir. Bunu sağlamak için, öncelikle genel görünüme bakılır. Topuk-



Şekil 35

Radcliffe, C.W., Foort, J.,
The P T B Below Knee Prosthesis

lar arası mesafe 10 cm. iken, protezli ve sağlam tarafa eşit ağırlık verildiğinde, protezli taraf ayağın rotasyonu genel görünüm olarak sağlam ayağa uymalıdır. Ayrıca proteze üstten baktığımızda, patellar seki orta noktasına dik geçen antero-posterior hat ile ayak uzun eksenindeki açı 15° olmalıdır.

3) Mediolateral uyum: Mediolateral uyumda sıklıkla rastlanan bozukluk lateral instabilite yani, medial proksimalde baskı, buna karşılık lateral proksimalde boşluk görülmesi halidir. Bu durum, ya soketin fazla abduksiyonda bulunmasından, ya da verilen eğimin yanlış olmasından ileri gelir. Eğer tüp vertikal ise, yani ayakkabı tabanı yere tam temas ediyorsa, medial üstteki baskıyı gidermek için, soket toplu olarak mediale kaydırılır. Tüp vertikal değilse, vertikallik

sağlanana kadar soket laterale eğdirilir (49).

Eğer medial instabilite varsa, bu işlemlerin tam tersi yapılır.

4) Anteroposterior uyum: Anteroposterior uyumda dizin geriye veya öne doğru zorlanması olmak üzere iki temel bozukluk görülebilir.

A) Dizin geriye doğru zorlanması: Üç durumda ortaya çıkar.

a) Topuk lastiği çok yumuşaktır.

b) Soket hiperekstansiyondadır.

c) Soket ayağa göre fazla posteriodadır.

Her üç durumda ağırlık protezli taraftayken, protezin yer çekim hattı güdüğün yer çekim hattına oranla geriye düşecek ve hasta patelladan posterior doğru baskı duyacaktır. Buna karşıt baskı ise, güdüğün arka alt kısmında gelişir (37,49). Önemli olan, anteroproksimal ve posterodistaldeki baskıların bu üç durumdan hangisine bağlı olarak görüldüğünün saptanmasıdır. Eğer tüp vertikal değilse, ya topuk lastiği fazla yumuşaktır, ya da soket ayağa göre posteriodadır (Şekil 36). Topuk lastiği, ağırlık verildiğinde 3 mm. kadar sıkışabilecek yumuşaklıkta olmalıdır.



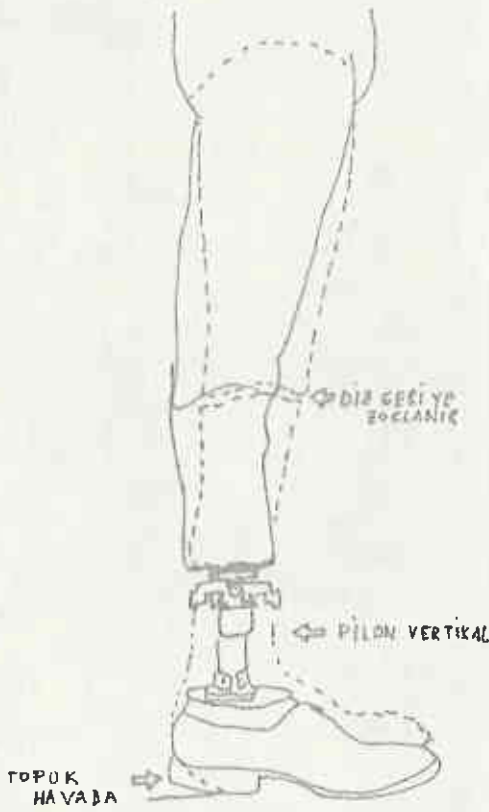
Şekil 36

Radcliffe, C.W., Foort, J.
The P T B Below Knee Prosthesis

Ayak-ayakkabı uyumu gözden geçirilmeli, lateral referans çizgisinin ayak bileği ekseninin ne kadar önüne düştüğüne bakılmalıdır.

Eğer topuk yumuşaklığı uygun ise, tüpteki eğim, soket öne alınarak düzeltilebilir.

Diz geriye doğru zorlandığı ve anteroproksimal ile posterodistalden baskı olduğu halde tüp vertikal olabilir; çünkü hasta dizini öne getirip, tüm ağırlığını prostetik ayağın burnuna vererek, bu durumu kompanse etmeye çalışabilir (Şekil 37) (49). Hatta topuğun yerle teması kesilmiş olabilir. Bu durumda



Şekil 37
Radcliffe, C.W., Foort, J.,
The P T B Below Knee Prosthesis

soketteki fleksiyom arttırmak gerekir.

B) Diz stabilitesinin yetersiz oluşu, dizin öne doğru zorlanması: Bu bozukluk üç nedene bağlı olarak görülebilir.

a) Topuk lastiği serttir,
b) Soket gereğinden fazla fleksiyondadır,

c) Soket ayağa göre fazla öndedir,

Ağırlık karşı bacakta iken 2-3 derece kadar öne eğim gösteren tüp, ağırlığın verilmesi ile, vertikal hale gelir. Eğer topuk lastiği fazla sert ise, yeterince sıkışmayacağından bu düzeltme (vertikalleşme) gerçekleşmez (49).

Sokete fazla fleksiyon verilmesi halinde, hasta ayak burnunun yerle temasını kese-

rek, uyumsuzluğu gidermeye çalışabilir. Bu durumda, ayakkabı tabanının yerle teması sağlanıncaya kadar, soketi posteriora eğmek, yani fleksiyonu azaltmak gerekir.

Soket fazla önde ise, tüp öne eğim gösterebilir. Bu bozukluk, soket, lateral referans noktasından sarkıtılan çekül, ayak bileği ekleminin SACH ayakta 2,5-3 cm, konvansiyonel de ise 3,5-4 cm. önünden geçinceye kadar, arkaya kaydırılarak düzeltilir.

Her üç durumda diz öne doğru zorlanır. Baskı popliteal bölge ve tibia anterodistalinde duyulacaktır. Ayrıca, öne doğru itirme söz konusu olduğundan, hasta patellar seki bölgesinde de baskı hissedecektir (37, 45,49).

HASTANIN PARALEL BARLAR İÇİNDEKİ EĞİTİMİ

1. Hastanın karşısına ayna konur, ayakları arasındaki mesafe 10-15 cm'dir. Dik durarak, ağırlığını sırayla bir sağlam tarafa, bir protezli bacağına verir (45,49).
2. Eller yanlarda, vücut ağırlığını topuğa, ardından da ayak burnuna verir. Bir sonraki aşamada, vücut ağırlığını dengesini bozacak denli öne verir ve bozulan

dengesini toparlamak için, önce sağlam sonra protezli taraf bacağı ile yeri karşılar. Ardından, vücut ağırlığını dengesini bozacak denli arkaya verir ve bozulan dengesini toparlamak için, topuklar üzerinde geriye doğru 2,3 adım atar (21,45).

3. Ayak topukları üzerinde durup, ayak burunlarını içeri ve dışarı doğru çevirir. Ayak burunları üzerinde durup, topukları içeri ve dışarı doğru çevirir. Bu egzersiz sırasında elleriyle paralel barı tutar (45).

4. Diz altı amputelerinde, yürüyüş esnasında diz eklemine doğru biçimde kullanılması çok önemlidir. Hastaların çoğu, diz eklemlerinin sağlam olduğu ve tamamiyle kendi kontrolleri altında bulunduğunu unutma eğilimindedirler. Kuadriseps kasının işlevi hastaya tam olarak kavratılmalı, kasta herhangi bir zayıflık varsa, kuvvetlendirme egzersizleri verilmelidir. Hasta paralel barlar arasında sağlam bacak üzerinde dururken, protezli tarafın yerle temasını kesip, güdüğünü fleksiyon ve ekstansiyona getirmeye çalışmalıdır. Ardından, 15 cm. kadar öne attığı protezli taraf bacağına ağırlık verirken, ayak tabanının yerle temasını sağlamak için, dizini ekstansiyondan fleksiyona getirmeye çalışmalıdır (17,21,45,49).

5. Bir önceki egzersizi başardıktan sonra, hasta protezli taraf bacağı ile topuk vuruşunu yapıp, dizini fleksiyona getirerek, orta duruş fazına geçer ve sağlam bacağı ile öne doğru adım atarken, protezli taraf dizini tekrar ekstansiyona getirip, topuk kalkışını başlatır. Ancak bu egzersiz tam olarak başarılıktan sonra yürümeye geçilmelidir (17,45,49).

6. Hastalarda sıklıkla görülen bir yürüme kusuru adım eşitsizliğidir. Bu bozukluğu sonradan düzeltmek zor olacağından, hasta daha paralel barlar içinde iken eşit adım atmaya alıştırmalıdır. Yapılan araştırmalar, hastaların protezli tarafla, 5 cm. kadar daha uzun adım atma eğiliminde olduklarını göstermiştir (18).

7. Hastalarda görülen bir diğer yürüyüş bozukluğu, gövde lateral fleksiyondur. Bunu önlemenin en etkin yollarından biri, protezli taraf kalça abdükörlerini kuvvetlendirmektir (21).

8. Arkaya, yanlara doğru yürüme ve dar bir alanda (10 santimlik çizgi içinde) yürüme çalıştırılır.

Bu çalışmalar önce iki elle tutunarak, sonra tek elle, ardından bastonla tutunarak yapılır. Bastonu zamanından önce atan hastaların, ileride bastona tam bağımlı hale geldikleri sık gözlenen bir durumdur. Bu nedenle, bastonu atma kararını hastaya bırakmamak gerekir (17).

Hastalar sekiz şeklinin üzerinde, daire içinde ve çevresinde yürüme ve 90 derecelik dönüşler yapma gibi aktiviteleri öğrenip, güven kazandıktan sonra, günlük yaşam için gerekli olan ambulasyon aktivitelerine geçilir. Bu arada hastanın protezi dinamik uyum yönünden kontrol edilmelidir.

DİNAMİK UYUMDA GÖRÜLEBİLECEK BOZUKLUKLAR

Yürüyüşte diz eklemının önemi, dizaltı protezinin biomekaniği konusunda anlatılmaya çalışıldı. Normal kişide, diz ekleminde meydana gelen hareket, hiçbir zaman ayak bileğindeki hareketten bağımsız değildir. Şu halde, sağlam ayak ve ayak bileğinin prostetik karşılıklarında normal dışı bir durum görülürse, diz ekleminde meydana gelen hareket de aksayacaktır.

Yürüyüş analizi yapılırken;

1. Topuk vuruşu ile orta duruş fazı arasında geçen süre,
2. Orta duruş fazı,
3. Orta duruş fazı ile parmakların yerden kalkması arasında geçen süre,
4. Sallanma fazı,

ayrı ayrı ele alınarak incelenmelidir.

1. Topuk Vuruşu ile Orta Duruş Fazı Arasında Geçen Süre :

Şu yürüyüş bozuklukları görülebilir;

A) Aşırı diz fleksiyonu: Normal olarak, topuk vuruşundan sonra ayak tabanının yerle teması, diz ve ayak bileği eklemlerinde meydana gelen fleksiyonun bir sonucudur (44,45). Herhangi bir nedenle, ayakta gerçek veya rölatif plantar fleksiyon yetersiz kalırsa, dizdeki fleksiyonun aşırılığı ile bu durum kompanse edilmeye çalışılır.

Soketin 5 dereceden fazla fleksiyonda bağlanması, ayağın dorsi fleksiyonda bağlanması, soketin ayağa göre fazlaca öne yerleştirilmesi, plantar fleksiyon tamponunun veya topuk lastiğinin sert olması, aynı sonucu doğurur. Bu dört faktörün, değişik nedenlerle aynı sonucu doğuracağına bilinmesi önemlidir. Örneğin, çok kısa bir güdükte zorunlu olarak sokete vereceğimiz 5 derecenin üzerindeki fleksiyonun zararlı etkilerini gidermek için, soketi biraz geriye yerleştirmek, topuk lastiğini yumuşak tutmak gibi önlemlere başvurulabileceğinin bilinmesi gerekir.

Aşırı diz fleksiyonunun diğer iki nedeni, dizdeki fleksiyon kontraktürü ile suspansiyon bandının ekstansiyonu önleyecek denli posteriora yerleştirilmesidir (44,45).

B) Yetersiz diz fleksiyonu : Aşırı diz fleksiyonunun tam tersi bir mekanizma söz konusudur;

- a) Sokette yeterli fleksiyon yoktur veya ayak plantar fleksiyonla bağlanmıştır.
- b) Plantar fleksiyon tamponu veya topuk lastiği normalden yumuşaktır.
- c) Soket ayağa göre posteriora yerleştirilmiştir (37,44,45,49).

Bunların yanısıra, soketin anterodistalindeki rahatsızlık, kuadriseps kasının zayıflığı ve alışkanlık gibi nedenlerle, hasta topuk vuruşundan orta duruş fazına geçerken, yeterli diz fleksiyonunu yapmıyor olabilir. Vücut ağırlığı bindiğinde, dizi belirli bir fleksiyon derecesinde kilitli tutabilmek için, kuadriseps eksentrik olarak kasılır. Kuadrisepsin kasılması ile güdük anterodistalinde baskı görülebilir. Hasta bu ağrıyı azaltabilmek amacıyla, dizini kilitlemek için kuadriseps kasını kullanacağı yerde, kalça ekstansörlerini çalıştırır, adımlarını küçültür, başını ve omuzlarını öne getirerek yürür. Kuadriseps zayıflığında da, hasta aynı kompensasyon mekanizmalarını kullanacaktır (44,45).

C) Adım Eşitsizliği : Eşitsizlik varsa, çoğunlukla protezli taraf ile atılan adım daha büyüktür. Bu durum güvensizlikten kaynaklanabilir, ya da kötü yürüyüş alışkanlığının bir sonucudur (33).

2. Orta Duruş Fazı :

A) Aşırı lateral itme : En sıklıkla görülen bozukluk lateral itmedir. Lateral itme, protezin güdük etrafında rotasyon yapma eğiliminden kaynaklanır. Lateral itme halinde, soket iç üst ve dış alt kenardan güdüğe baskı yapar. Dış üst ve iç alt kenarda ise boşluk oluşur. Hafif bir lateral itme normal sayılabilir, ama aşırı ise, güdüğün medioproksimilinde ağrı ve diz bağlarında zayıflama meydana gelir. Lateral itme, soketin ayağa göre fazlaca dışa veya fazlaca valgusa yerleştirilmesi ile ortaya çıkar (44,45).

B) Medial itme : Lateral itmenin tersine, soket dış üst ve iç alt kenardan güdüğe baskı yapar. İç üst ve dış alt kenarda ise boşluk oluşur. Soket, ayağa göre fazla mediale veya fazla varusa yerleştirilmiştir. Bu nedenlerin dışında, fibula ucundaki baskı da medial itmeye yol açabilir (33).

3. Orta Duruş Fazı ile Parmakların Erden Kalkması Arasında Geçen Süre :

Yürüyüş bozukluğu olarak, ya erken ya da gecikmiş diz fleksiyonu görülür.

A) Erken diz fleksiyonu : Normal yürümede, orta duruş fazından topuk kalkışına geçerken diz ekstansiyondadır. Topuk kalkışı ile, yani yer çekim ekseninin

metatarsofalangeal eklemler üzerinden geçmesi ile, dizde fleksiyon başlar. Eğer vücut ağırlığı, normalden daha erken olarak metatarsofalangeal eklemlerden geçerse, ön destekteki yetersizlik nedeni ile, erken diz fleksiyonu görülür. Erken diz fleksiyonu ise o taraf kalçasının aşağıya doğru düşmesi sonucunu doğurur (37,44,45,49).

Ön destekteki yetersizliğin nedenleri şunlar olabilir;

- a) Soket ayağa göre fazla öndedir,
- b) Soketin fleksiyon veya ayağın dorsi fleksiyon açısı normalden fazladır,
- c) Konvansiyonel ayakta, metatars lastiği normale göre arkadadır,
- d) SACH ayakta tahta omurga k. mı normalden kısadır,
- e) Konvansiyonel ayakta, dorsi fleksiyon tamponu fazla yumuşaktır (33,44,45).

B) Gecikmiş diz fleksiyonu : Anterior destek noktası fazlaca öndedir, dolayısıyla diz eklemi, duruş fazı boyunca ekstansiyonda kalır, ayak burnu yere sürter. Ayak ucunun yerle temasını kesebilmek için kalçasını kaldırarak yürüyen hasta, yokuş yukarı çıkıyormuş duygusunu alır (33,37,44,45,49).

Ön destekteki aşırılığın nedenleri şunlar olabilir;

- a) Soket ayağa göre fazlaca posteriora yerleştirilmiştir,
- b) Soket fleksiyonu veya ayak dorsi fleksiyonu yetersizdir,
- c) SACH ayakta omurga kısmı normalden uzundur,
- d) Konvansiyonel ayakta metatars lastiği normale göre öndedir,
- e) Konvansiyonel ayakta dorsi fleksiyon tamponu normale göre serttir (33, 37,44,45,49).

4. Sallanma Fazı :

Sirkümdiksiyon hareketi, piston hareketi ve ani topuk dönüşü olmak üzere 3 temel bozukluk görülebilir.

A) Sirkümdiksiyon hareketi : Protez normalden uzunsa, güdük sokete tam yerleşmemiş ise veya dizdeki bir rahatsızlık nedeni ile fleksiyon yetersiz kalıyorsa, hasta sirkümdiksiyon yaparak yürür (33).

B) Ani topuk dönüşü: Ayak ucunun yerden kalkması sırasında, topuğun mediale veya laterale doğru dönmesi, genellikle suspansiyon bandının uçlarından birinin diğerine oranla daha öne bağlanması sonucunda ortaya çıkan bir yürüyüş bozukluğudur. Hangi taraf önde ise topuk o yöne doğru döner (43,49). Bunun yanı sıra, diz fleksör tendonları için yeterli yatağın bırakılmamış olması da, ani topuk dönüşüne neden olabilir (45).

C) Piston hareketi: Güdüğün soket içine girip çıkması olarak tanımlanabilen bu harekete suspansiyondaki yetersizlik neden olur.

AMBULASYON AKTİVİTELERİ

Hastada dinamik uyum kontrolü yapılarak, yürüyüşünde görülen bozukluklar düzeltildikten sonra, aşamalı olarak ambulasyon aktivitelerinin yani günlük yaşamda gerekli olan aktivitelerin eğitimine geçilir. Eğitim süresi söz konusu olduğunda, eğitimden ne anlaşılması gerektiği önem kazanır. Kanınızca rehabilitasyonda amaçlanan hedef, hastanın başkalarının yardımına gereksinme duymadan yaşamını sürdürme yetkisini kazanmasıdır. Bunun için ise hastanın düz yolda yürüyebilmesi yeterli değildir, günlük yaşamda karşılaşılabileceği engellerin üstesinden gelebilmelidir. Şu halde, hasta, merdiven inip çıkma, yokuş inip çıkma, engel atlama, taşlık ve engebeli arazide yürüme, genel ulaşım vasıtalarına binip inme, düştüğünde yerden kalkma, gerektiğinde bulunduğu yerden hızla uzaklaşma (koşma) gibi aktivitelerde yetkinlik kazanmalıdır (17,20, 21,45). Bacağı diz altından kesilmiş bir hastanın yavaş bir hızda ve trabzandan tutunarak merdiven inip çıkabilmesi o aktivite yönünden rehabilitasyonunun tamamlandığını göstermez. Hastayı tam bağımsız sayabilmemiz için kalabalık bir merdivenden, normal hızda, trabzandan tutunmadan ve hatta bir elinde çanta taşıyarak inip çıkabilmesi gerekir (26).

Hastaların bağımsızlık kazanabilmeleri için gerekli eğitim süreleri hakkında bir fikir verebilmek amacıyla, bu konuda yapılmış birkaç araştırmadan aşağıdaki örnekler alınmıştır;

Tek bacağı diz altından kesilmiş, başkaca bir rahatsızlığı olmayan 60 yaşın üzerindeki hastaların günlük yaşam aktivitelerinde bağımsızlık kazanabilmeleri için 11 hafta eğitilmeleri gerekmiştir. Bu 11 hafta içinde hastalar ilk hafta hergün, ikinci hafta haftada üç gün, üçüncü hafta ise haftada iki gün, 2,3 saat süreyle eğitim görmüşler ve iki ay boyunca haftada bir kontrole gitmişlerdir (3).

Kerstein yaptığı çalışmalarda yaşlı ve ateroskleroz, diabetus mellitus gibi problemleri olan tek bacağı kesilmiş hastalarda başarılı bir rehabilitasyon için 22 haftalık eğitimi gerekli görmektedir (23). Gene Kerstein yaşlı, vasküler sorunları olan bilateral alt ekstremitte amputelerinde bu süreyi ortalama 30 hafta bulmuştur (22). Kerstein çalışmalarında 22 hafta ve 30 haftalık süreleri eğitim süresi olarak belirtmekle beraber, eğitim sözcüğünü amputelerin protezlerine tam olarak alışmaları için gereken süreyi de kapsıyacak şekilde geniş anlamda kullanmaktadır.

Memleketimizde protez yapan merkezler yaygın olmadığından, ünitemize başvuran hastaların çoğu uzak yerlerden gelmekte, bu nedenle eğitimi yoğunlaştırıp eğitim süresini kısaltmak yoluna gidilmektedir. Hastalar haftada beş gün, günde altı-sekiz saat eğitim görmektedirler. Ünitemizde PTS tipi diz altı protezi uygulanmış, normal bir örnekleme gösteren 55 hasta üzerinde yapılan bir araştırmada, ortalama üç haftalık bir eğitim süresinin gerekli olduğu sonucuna varılmıştır. Hastalar bu süre sonunda günlük aktivitelerini rahatlıkla yapabilir, bastonsuz yürüyebilir hale gelmişlerdir. Ancak obliteratif damar hastalığı nedeniyle sağlam bacağına dolanım yetersizliği gösteren % 5 hastaya enerji tüketimini azaltma gayesi ile bastonla yürüme önerilmiştir (46).

MATERYAL

PTS ve PTB diz altı protezleri arasında eğitim süreleri ve denge yönünden anlamlı bir farklılık bulunup bulunmadığının ve bunun neticesinde PTS ve PTB protezleri için endikasyon belirtilerinin saptanmasını amaçlayan bu çalışma, 1979-1981 yılları içinde Ünitimize protez yapımı için başvuran 27 hasta üzerinde yapılmıştır.

Birinci gruba 10 PTB protezli hasta, ikinci gruba 10 PTS protezli hasta alınmıştır. Bunların dışında, eğitim sonunda hastaların ulaşmalarını bekleyebileceğimiz maksimum aktivasyon düzeyini belirleyebilmek için, 7 kişilik bir üçüncü grup çalışmaya alınmıştır.

Üçüncü gruptaki hastalar, ünitemizde yapılmış olan PTB veya PTS tipi protezlerini en az bir yıl süreyle düzenli olarak kullanan ve yeni protez yapımı için başvuran hastalar arasından seçilmiştir. Seçim yapılırken hastaların genç, günlük yaşamda aktif ve hiç bir sistemik rahatsızlığı bulunmayan hastalar olmaları esas alınmıştır.

Üçüncü gruptaki hastalara ve güdüklerine ait bilgiler Tablo I ve Tablo II de gösterilmiştir. 7 hastanın 5'i erkek 2'si kadındır. Yaşları 11 ve 40 arasında değişmektedir. 3'ünün sağ bacağı 4'ünün sol bacağı diz altından kesilmiş olan hastaların güdük boyları 13 ile 24 cm. arasında değişmektedir. 3 hastada güdük şekli silindirik, 3'ünde konik birinde ise bülbözdür. Hastaların 6'sına PTS, birine PTB protezi yapılmıştır. Bu grupta dolanım bozukluğu nedeniyle ampute edilen hasta yoktur.

PTB ve PTS protezleri yapılan birinci ve ikinci gruptaki amputelerin seçiminde yaş, güdük şekli, amputasyon nedeni, güdüğe ait özel problemler v.b. dikkate alınmamıştır. Hastalar başvuru sırasına göre çalışmaya dahil edilmişlerdir. Ancak hastalar, ya ilk defa protez kullanan, ya da daha önce düzensiz olarak konvansiyonel diz altı protezi kullanmış hastalar arasından seçilmişlerdir. Daha önce protez kullanmış olsun veya olmasın, bu gruptaki hastaların herbiri için, vücut ağırlığının patellar tendonda taşınması yeni bir deneyimdir.

Birinci gruptaki PTB diz altı protezli hastalara ve güdüklerine ait özellikler Tablo III ve Tablo IV'de gösterilmiştir. 10 hastanın hepsi erkektir. Yaşları 15 ile 52 arasında değişmektedir. 5'inin sağ 5'inin sol bacağı diz altından kesilmiş olan hastaların güdük boyları 14 ile 36 cm. arasında değişmektedir. 10 hastadan 5'inin güdük şekli konik, 3'ünün silindirik, 2'sinin bülbözür. 2 hasta daha önce 13 ve 14 sene süreyle, düzensiz olarak, vücut ağırlığının uylukta taşındığı konvansiyonel diz altı protezi kullanmış; diğerleri ise ilk defa protez kullanmaktadırlar. Bu grupta sistemik dolanım bozukluğu nedeniyle ampute edilen iki hasta vardır.

İkinci gruptaki PTS diz altı protezli hastalara ve güdüklerine ait özellikler Tablo V ve Tablo VI'de gösterilmiştir. Bu gruptaki 10 hastadan hepsi erkektir. Yaşları 8 ile 60 arasında değişmektedir. 8'inin sol, 2'sinin sağ bacağı diz altından kesilmiş olan hastaların güdük boyları 4 ile 25 cm. arasında değişmektedir. 10 hastadan 5'inin güdük şekli bülböz, 3'ünün silindirik, 2'sinin koniktir. İki hasta 9 ve 17 sene süreyle düzensiz olarak konvansiyonel diz altı protezi kullanmış, bir hasta daha önce Syme protezi kullanmıştır. Bir hasta ise 6 ay süreyle, ancak zorunluluk halinde, uyumu kötü olan PTS protezi kullanmıştır. Diğer 6 hasta ilk olarak protez kullanmaktadırlar. Bu grupta sistematik dolanım bozukluğuna bağlı olarak ampute edilen 3 hasta vardır.

TABLO I

PROTEZLERİ YENİLENEN ESKİ HASTALARA AİT BİLGİLER

Vak'a	Sıra No.	Protokol No.	Adı-Soyadı	Cins	Yaş	Kilo	Amp.Nedeni	Amp.Taraf	Amp.Tarih	Protez tipi	
										Eski	Yeni
1	530128	Y.Ö.	Erkek	19	58	Tren kazası	Sol	1973	PTS	PTS	
2	898056	A.B.	Erkek	11	22	Tren kazası	Sol	1972	PTB	PTB	
3	M I	S.K.	Kadın	13	36	Ateşli Silah kazası	Sağ	1974	PTS	PTS	
4	355689	T.U.	Kadın	33	58	Tümör (malig. Melanoma)	Sol	1972	PTS	PTS	
5	637049	K.T.	Erkek	23	61	Trafik kazası	Sağ	1965	PTS	PTS	
6	688798	U.K.	Erkek	24	67	Tren kazası	Sağ	1966	PTS	PTS	
7	68/33517	A.D.	Erkek	40	85	Trafik kazası	Sol	1968	PTB	PTS	

TABLO II

PROTEZLERİ YENİLENEBEN ESKİ HASTALARIN GÜDÜKLERİNE AİT BİLGİLER

Vak'a Sıra No.	Protokol No.	Adı-Soyadı	Güçük Şekli	Med. Tibial Pla. Güçük Boyu	Dizin Hareket Genişliği	Kas Kuvveti Kalça Abdüksiyonu	Kas Kuvveti Ekstansör-Flek.	Güdükte Görülen Özel Durumlar
1	530128	Y.Ö.	Konik	24 cm.	0-125	5	5	5
2	898056	A.B.	Silindirik	13 cm.	0-125	5	5	5
3	M 1	S.K.	Konik	13,5 cm.	0-125	5	5	4
4	365689	T.U.	Silindirik	18 cm.	0-125	4	5	5
5	637049	K.T.	Konik	15 cm.	0-125	5	5	5
6	689798	U.K.	Bülböz	15,5 cm.	0-125	5	5	5
7	68/33517	A.D.	Silindirik	17 cm.	0-125	5	5	5

Hafif genu valgum

Hafif genu
rekurvatumSkar invagine
ve yapışıkSkar invagine
ve hassas

Nöroma

TABLO III

PATELLAR TENDONDA AĞIRLIK TAŞIYICI (ETB) DİZ ALTI PROTEZLİ HASTALAR

Vak'a Sıra No.	Protokol No.	Adı-Soyadı	Cins	Yaş	Kilo	Amp.Taribi	Amp.Nedeni	Amp.Taraf	Not (Daha önceki proteze ait bilgi)
1	1127852	Ş.G.	Erkek	52	70	1978	Buerger	Sağ	İlk protez
2	1127051	F.D.	Erkek	24	57	1975	Trafik kazası	Sol	İlk protez
3	1062829	S.A.	Erkek	16	50	1976	Tüp patlaması	Sol	İlk protez
4	1104847	A.Ş.	Erkek	46	72	1962	Kurşun Yaralanması	Sol	14 sene düzensiz olarak konvansiyonel diz altı protezi kullanmış
5	1068103	K.G.	Erkek	15	48	1975	Elektrik Çarpması	Sağ	İlk protez (Sağ üst ekstremité ampute)
6	1107230	Ş.D.	Erkek	42	79	1978	İş kazası	Sol	İlk protez
7	78620	M.T.	Erkek	26	57	1968	Kırık sonrası Gangren	Sağ	13 sene düzensiz olarak konvansiyonel diz altı protezi kullanmış
8	774784	Y.E.	Erkek	30	71	1979	Buerger Gazlı Gangren	Sağ	İlk protez
9	1144930	C.S.	Erkek	38	72	1980	İş kazası	Sol	İlk protez
10	1147932	N.G.	Erkek	49	66	1979	Osteomyelit	Sağ	İlk protez

TABLO IV

PATRİLLER TENDONDA AĞIRLIK TAŞIYICI (FTB) PROTEZLİ HASTALARIN GÜDÜKLERİNE AİT BİLGİLER

Sıra No.	Protokol No.	Adı-Soyadı	Güçük Şekli	Güçük Boyu	Dizin Kaze- ket Genişliği	Kas Kuvveti Kalça Abduksiyonu	Kas Kuvveti Ekstansör-Flek.	Güdükte Görülen Özel Durumlar
1	1122852	Ş.G.	Silindirik	15 cm.	5-125°	5	5	Güçük ödemli, skar hassas
2	1127051	F.D.	Konik	27 cm.	0-125°	4	4	Fibula ucunda diken var
3	1052829	S.A.	Konik	36 cm.	0-125°	5	5	Genu varum
4	1104847	A.Ş.	Konik	30 cm.	0-125°	5	5	-
5	1068103	K.G.	Konik	21 cm.	0-125°	5	5	Fibula ucunda diken hassas skar
6	1107230	Ş.D.	Silindirik	23 cm.	0-120°	4	4	Internal, eksternal rotasyon kontraktürü
7	38620	N.T.	Konik	20 cm.	0-125°	5	5	-
8	7747784	Y.E.	Bülböz	15 cm.	0-120°	5	5	Güçük çok ödemli, hassas skar
9	1144939	C.S.	Silindirik	17 cm.	5-125°	5	5	Güçük ödemli, uçta çok katlamaları
10	1147932	N.G.	Bülböz	14 cm.	0-125°	5	5	Güçük ödemli

TABLO V

SUPTAKONDİLER-SUPRAPATELLİK (PTS) DİZ ALTI PROTEZLİ HASTALAR

Sıra No.	Protokol No.	Adı-Soyadı	Cins	Yaş	Kilo	Amp.Tarihi	Amp. Nedeni	Amp. Taraf	Not (Daha önceki proteze ait bilgi)
1	1117213	B.A.	Erkek	50	78	1962	Tren kazası	Sol	17 sene düzensiz olarak uyuluk korseli konvansiyonel protez kullanmış
2	1118750	Ü.M.	Erkek	29	80	1979	İş kazası	Sol	6 ay süreyle, ancak zorunluluk halinde uyumiyi olmayan İTS protezi kullanmış
3	1107240	H.A.	Erkek	51	68	1970	Trafik kazası	Sol	9 sene düzensiz olarak uyuluk korseli konvansiyonel protez kullanmış
4	1170279	I.Y.	Erkek	30	53	1979	Trafik kazası	Sol	ilk protez
5	522014	M.Ç.	Erkek	60	76	1979	Buerger- Diabet	Sol	ilk protez
6	771068	V.C.	Erkek	40	76	1977	Lepra	Sağ	Önce Syme amputasyonu yapılmış, Syme protezi kullanmış
7	17219	E.İ.	Erkek	31	65	1979	Buerger	Sol	ilk protez
8	1107242	N.G.	Erkek	52	80	1980	Kırık sonrası Gangren	Sağ	ilk protez
9	675454	S.S.	Erkek	56	73	1979	Buerger	Sol	ilk protez
10	1501025	G.Ç.	Erkek	8	23	1980	Trafik kazası	Sol	ilk protez

TABLO VI

SUPRAKONDİLER-SUPRAFATSELER (PTS) PROTİZİLİ HASTALARIN GÜDÜKLERİNE AİT BİLGİLER

Sıra No.	Protokol No.	Adı-Soyadı	Güçük Şekli	Güçük Boyu (medial Tibial Platodan)	Dizin Hareket Genişliği	Kas Kuvveti	Kas Kuvveti	Güdükte Görülen Özel Durumlar		
1	1117217	B.A.	Konik	25	0-120°	5	4	5	-	
2	111870	Ü.M.	Bülböz	15.5	0-125°	5	5	5	Güçük ödemi, ya-pışık ve hassas skar	
3	1107240	H.A.	Bülböz	4	0-115°	4	4	5	Fibula çıkarılmış	
4	1170220	I.Y.	Konik	12.5	0-125°	5	5	5	-	
5	522024	M.Ç.	Silindirik	14	0-120°	4	4	5	Hafif duyu kaybı var	
6	731068	V.G.	Silindirik	20	0-120°	5	5	5	Tibia distali ve skar çevresinde duyu kaybı	
7	17410	E.I.	Bülböz	12	0-125°	5	5	5	Köpek kulakları, skar hassas	
8	1107242	K.G.	Bülböz	15	0-125°	5	4	5	-	
9	676754	S.Ş.	Bülböz	15.5	10-125°	4	4	5	Güçük ödemi, köpek kulakları	
10	1201025	G.Ç.	Silindirik	11.5	0-125°	5	5	4	4	Genu valgum

M E T O D

Daha önce en az bir sene süreyle düzenli olarak protez kullanmış olan 3'üncü gruptaki hastalara soket uyumu yapılarak, ayak takıldıktan sonra, hastalar bir gün boyunca yeni protezleri ile serbest olarak yürümüşler; ertesi gün ambulasyon aktiviteleri yönünden değerlendirilmişlerdir.

Değerlendirme yapılırken hastaların baston kullanmaksızın

- 1) Merdiven inip çıkma,
- 2) Yere düşüp kalkma,
- 3) Engel atlama,
- 4) Yoğun trafiği olan bir caddede karşıdan karşıya geçme,
- 5) Otobüs, tren vb. gibi genel taşıt araçlarından yararlanabilme,
- 6) Yokuş inip çıkma,
- 7) Koşma,
- 8) Engebeli ve taşlık arazide yürüme,
- 9) Dar ve sallanan bir yüzeyde (denge tahtası) yürüme yeteneklerine bakılmıştır. (Resim 1,2,3,4,5)

Değerlendirme sonuçları şöyledir; Bu hastaların hepsi düşmeden en az 2 kez denge tahtasında gidip gelebilmekte, yürüyüşlerinde bir bozukluk olmaksızın engebeli ve taşlık arazide yürüyebilmekte, 25 cm. enlilikte ve 50 cm. yükseklikteki bir engeli atlayabilmekte, yere düşüp kalkabilmektedirler. Cadde geçmekte ve genel taşıt araçlarından yararlanmakta bir sıkıntıları yoktur. (Hastaların özel otomobilleri olmadığından bu konudaki becerilerine bakılmamıştır). Hastalar 50 metrelik bir merdiveni en yavaş 27 sn'de en hızlı 16 sn'de olmak üzere ortalama 20 sn'de koşmuşlardır. Her bir basamağı 15 cm. yükseklikte ve 30 cm. enlilikte olan 10 basamaklı bir merdiveni en yavaş 15, en hızlı 10 sn'de olmak üzere ortalama 12 sn'de inip çıkmışlardır. Hastalar merdiven inip çıkarken trabzan veya herhangi bir yardımcı araç kullanmamışlar, bir ellerinde çanta taşımışlardır. Bu değerlendirme yapılırken merdivenin başka kişilerce de kullanılıyor olmasına dikkat edilmiştir. 22.5 metre boyunda ve % 13.5 eğimli bir yokuşu en yavaş 60 sn, en hızlı 40 sn.'de olmak üzere ortalama 45 sn'de inip çıkmışlardır.

Değerlendirme yapılırken hastaların koşma hariç normal hızlarının üstünde hareket etmemeleri istenmiştir.

Protezleri yenilenen eski hastalar grubundaki amputelerin, yeni protezleri ile gerçekleştirdikleri aktivasyon düzeyinin ortalaması % 100 olarak kabul

edilmiş; PTB ve PTS grubundaki hastalar bu aktivasyon düzeyine olan yakınlıkları ölçüsünde başarılı sayılmışlardır.

PTB ve PTS grubundaki hastalar başvuru sırasına göre çalışmaya alındıklarından, kendilerine ve güdüklerine ait özelliklerin denge ve eğitim süresi üzerine yapacağı etkileri en az düzeye indirmek, grupları homojenleştirmek için şöyle bir yol izlenmiştir;

Güdüğün çok kısa olması ve diz bağlarındaki zayıflık dışında, hastanın kendisine ve güdüğüne ait özellikler kullanılan soketin PTB veya PTS olmasına bakmaksızın, sokete uyum yapma süresini geciktireceğinden, toplam eğitim süresini uzatacaktır. Bu etkiyi en aza indirmek amacıyla, soket uyumu için geçen süre çalışma kapsamına alınmamıştır. (Resim 6)

Sokete ayak takılıp protezin statik ayarı yapılmış; bir gün serbest yürüme, bir gün de paralel barlar arasında denge ve yürüme eğitimi ile geçmiş; ancak bundan sonraki eğitim süreleri dikkate alınmıştır. Diğer bir deyişle, ayağın takılmasını izleyen ikinci gün, hastanın halen paralel barlarda veya dışarıda çalışıyor olmasına bakmaksızın, eğitimin ilk günü olarak kabul edilmiştir. Hastalar bu tarihten itibaren eğitimlerinin 5 inci ve 10 uncu gününde değerlendirilmişlerdir.

Hastalar paralel barlar dışında, belirgin bir yürüyüş bozukluğu veya önemli bir yakınlıkları olmaksızın, tek bastonla yürüyebilir hale geldiklerinde, aşamalı olarak ambulasyon aktivitelerinin eğitimine başlanmıştır. Örneğin önce alçak bir engeli atlama, hızlı yürüme, trabzandan tutunarak diz üstü ampute gibi merdiven inip çıkma öğretilmiş; hastanın kendine güveni arttıkça aktivasyon düzeyi yükseltilmiştir. (Resim 7,8)

Hastaların 4 ünde soket değiştirme zorunluluğu doğmuştur. Soket değiştirme işleminin hastanın paralel barlar dışında bastonla yürümeye başlamasından sonra yapılmış olması halinde bile, geçen süre, eğitim süresi kapsamına alınmamış; hasta, yeni soketi ile yapılan eğitimin 5 inci ve 10 uncu gününde değerlendirilmiştir.

PTB ve PTS grubundaki hastalar her bir aktivite yönünden ayrı ayrı değerlendirilmişlerdir. Tablo VII ve Tablo VIII % başarı cinsinden bu değerlendirmeyi göstermektedir.

Tablolardaki değerlendirme yönteminin açıklanması için bir örnek ele alacak olursak;

Hastanın aynı anda başkaları tarafından kullanılan, her bir basamağı

15 cm yükseklikte ve 30 cm. enlikte olan, 10 basamaklı bir merdiveni, trabzan veya herhangi bir yardımcı araca başvurmaksızın, normal kişi gibi ve elinde çanta taşıyarak 12 sn'de inip çıkması o aktivite yönünden 100 de 100 başarı olarak kabul edilmiştir. Bu durumda, başka kimsenin kullanmadığı bir merdiveni, elinde birşey taşımaksızın, basamaklarda durarak 16 sn'de inip çıkabilen hasta merdiven aktivitesi yönünden % 60 başarılı sayılmış, bu özelliklerin yanısıra baston kullanan hasta % 50, trabzandan tutunan hasta ise ancak % 40 başarılı sayılmıştır. Kalabalık bir merdiveni normal kişi gibi, ancak elinde birşey taşımaksızın, 14 sn'de inip çıkabilen hasta ise örneğin % 90 başarılı görülmüştür.



Resim 1
Elinde kitap taşırken merdiven
inen hasta



Resim 2
25 cm. enlikte, 50 cm. yükseklikte
bir engeli atlayan hasta



Resim 3
Hasta %13.5 eğimli, 22.5 metre
uzunluğunda yokuşu inerken



Resim 4
Hasta engebeli ve taşlık arazide
yürürken



Resim 5
Hasta denge tahtasında yürürken



Resim 6
Hasta paralel barlar arasında
soketini deniyor



Resim 7
Eğitim gören hasta denge tahtasında
baston yardımı ile yürüyor



Resim 8
Eğitim gören hasta merdiveni bir
eliyle trabzandan tutunarak, diğer
elinde baston, basamaklarda durarak
çıkıyor

TABLO VII

PB DİZ ALTI PROTEZLİ HASTALARIN GÜNLÜK YAŞAM AKTİVİTELERİ YÖNÜNDEN DEĞERLENDİRİLMESİ

Protokol No.	Adı- Soyadı	Merdiven		Yere düşüp kalkma		Engel Atlama		Yoğun Trafikte Cadde Geçme		Genel taşıt araçlarından yararlanma		Yokuş İnip Çıkma		Koşma		I. Ara Ortalama		Denge Tahtasında Yürüme		Engebeli ve Taşlık Arazide Yürüme		II, Ara Ortalama		Genel Ortalama	
		5.	10.	5.	10.	5.	10.	5.	10.	5.	10.	5.	10.	5.	10.	5.	10.	5.	10.	5.	10.	5.	10.	5.	10.
1123852	S.G.	20	70	80	100	50	90	10	30	40	70	60	90	30	60	42	73	20	60	50	70	35	65	44	71
1127051	F.D.	40	80	60	90	70	100	60	90	40	90	70	100	60	100	58	93	40	90	50	80	45	85	55	91
1062829	S.A.	50	100	70	100	70	100	60	100	50	90	60	100	50	100	59	99	50	90	60	90	55	90	58	97
1104847	A.Ş.	30	80	80	100	80	100	70	100	80	100	50	100	60	90	65	96	30	70	40	70	35	70	58	90
1068103	K.G.	40	90	60	100	70	100	50	90	30	60	60	100	70	100	55	92	10	60	20	70	15	65	46	86
1167230	Ş.D.	50	90	80	90	70	90	20	60	60	60	50	80	50	80	55	79	20	60	30	80	25	70	48	77
38620	M.T.	70	100	100	100	60	100	90	100	100	100	90	100	80	100	85	100	60	80	70	80	65	80	80	96
774784	Y.E.	30	80	30	90	70	100	20	80	40	90	40	80	40	80	39	86	10	50	50	70	30	60	38	80
1144939	C.S.	40	70	60	90	50	80	10	50	60	60	40	70	40	60	43	69	20	60	50	80	35	70	41	69
1147932	N.G.	50	80	70	100	60	90	40	80	40	90	80	100	60	90	58	90	30	80	40	90	35	85	53	89
Her bir aktivite için ortalama başarı %si		42	84	69	96	65	95	52	78	54	81	60	92	54	86	56	87	29	70	46	78	37	74	52	84

x Tablodaki degerler % olarak verilmiştir.

TABLO VIII

FİS ÜZ ALTI PROTEZLİ HASTALARIN GÜNLÜK YAŞAM AKTİVİTELERİ YÖNÜNDE DEĞERLENDİRİLMESİ

Protokol No.	Adı- Soyadı	Merdiven		Yere Düşüp Kalkma		Engel Atlama		Yoğun Trafikte Cadde Geçme		Genel taşıt araçlarından yararlanma		Yokuş İnip Çıkma		Koşma		I. Ara Ortalama		Denge Tahta- sında Yürüme		Engebeli ve Taşlık Arazide Yürüme		II. Ara Ortalama		Genel Ortalama	
		5. gün	10. gün	5. gün	10. gün	5. gün	10. gün	5. gün	10. gün	5. gün	10. gün	5. gün	10. gün	5. gün	10. gün	5. gün	10. gün	5. gün	10. gün	5. gün	10. gün	5. gün	10. gün	5. gün	10. gün
1113213	B.A.	60 - 90	80 - 90	70 - 90	100-100	80 - 100	50 - 80	40 - 70	68 - 88	40 - 70	60 - 90	50 - 80	64 - 86												
1118750	Ü.M.	40 - 80	60 - 90	70 -100	40- 90	70 - 100	70 -100	70 -100	60 - 94	60 - 90	90 -100	75 - 95	63 - 94												
1107240	H.A.	20 - 70	80 -100	50 - 90	60 -90	70 - 90	60 - 90	30 - 60	52 - 84	30 - 70	60 - 80	45 - 75	51 - 82												
1130239	I.Y.	30 - 70	60 - 90	50 - 80	20 -60	50 - 60	40 - 70	40 - 80	41 - 72	30 - 70	70 - 90	50 - 80	43 - 74												
731068	V.G.	50 - 80	60 - 90	70 -100	40- 80	40 - 90	80 - 90	60 - 90	57 - 88	50 - 90	50 - 90	50 - 90	55 - 88												
522044	M.Ç.	10 - 60	70 -100	40 - 50	10- 30	30 - 60	50 - 80	20 - 50	32 - 61	20 - 60	60 - 70	40 - 65	34 - 62												
7419	E.I.	20 - 70	30 -100	70 -100	20- 80	40 - 90	40 - 80	50 - 70	38 - 84	30 - 60	60 - 70	45 - 65	40 - 80												
197242	N.G.	50 - 80	60 - 90	40 - 80	20- 70	30 - 60	70 - 90	70 - 90	48 - 80	50 - 70	70 - 80	60 - 75	51 - 78												
75454	Ş.S.	20 - 70	60 - 80	50 - 90	10- 30	40 - 70	60 - 90	20 - 60	37 - 70	40 - 70	60 - 80	50 - 75	40 - 71												
201925	G.C.	50 -100	70 -100	70 -100	60- 90	50 - 90	50 -100	60 - 90	58 - 81	60 -100	70 -100	65 -100	60 - 96												
Her bir aktivite için ortalama başarı % si		35 - 77	63 - 93	58 - 88	38 -72	50 - 81	57 - 87	42 - 76	49 - 80	41 - 75	65 - 85	53 - 80	50 - 81												

* Tablodaki değerler % olarak verilmiştir.

BULGULAR ve SONUÇ

PTB ve PTS grubundaki amputelerin eğitimlerinin 5 inci ve 10 uncu günlerinde değerlendirilmelerinin sonucunu gösteren Tablo VII ve Tablo VIII'e baktığımızda şunları görmekteyiz;

Merdiven inip çıkma, yere düşüp kalkma, engel atlama, yoğun trafikte cadde geçme, genel taşıt araçlarından yararlanma, yokuş inip çıkma, ve koşma aktivitelerinin ortalamasını gösteren birinci ara ortalama sütununda 5 inci günde PTB grubunun % 56; PTS grubunun ise ancak % 49 başarılı olduğu görülmektedir. Arada % 7'lik başarı farkı vardır. Bu farklılığın Student t testi ile yapılan istatistik değerlendirilmesinde 0.01 olasılık düzeyinde fark anlamlı görülmemiştir.

Aynı değerlendirmeler eğitimin 10 uncu günü için yapılmış ve PTB grubundaki başarı yüzdesi % 87; PTS grubunda ise % 80 bulunmuştur. Gene arada % 7'lik bir fark görülmektedir. Bu fark da istatistik olarak anlamlı değildir.

İstatistik olarak anlamlı olmamakla birlikte, eğitimin gerek 5 inci, gerek 10 uncu gününde PTB grubundaki hastaların lehine ortaya çıkan % 7'lik farklılığın nedenlerini araştırdığımızda şunları görmekteyiz.

- 1) PTB grubundaki hastaların yaş ortalaması 33.8, PTS grubundaki hastaların yaş ortalaması ise 40.7'dir.
- 2) PTB grubundaki hastaların kilo ortalaması 64 kg., PTS grubunda ise 68 kg.dır.
- 3) PTB grubundaki hastaların güdüklerinin ortalama uzunluğu 22 cm., PTS grubunda ise 14 cm.dir.
- 4) PTB grubunda sistemik dolanım bozukluğu nedeniyle ampute edilen 2 hasta vardır, PTS grubunda ise 3 hasta vardır. Ayrıca PTS grubunda duyu kaybı olan lepralı bir hasta vardır.
- 5) PTB grubundaki hastaların 5 inin güdük şekli konik, 3 ünün silindirik, 2 sinin bülböz iken, PTS grubunda 5 inin bülböz, 3 ünün silindirik, 2 sinin koniktir.
- 6) PTB grubundaki hastaların kas kuvvetine baktığımızda kuadriseps femoris kası 10 hastanın 8'inde 5, 2'sinde 4 değerinde iken, PTS grubunda kuadriseps femoris 10 hastanın 5'inde 5, 5'inde ise 4 değerinde bulunmuştur. Kalça abdükörleri ve diz fleksörleri yönünden 2 grup arasında dikkat çekecek bir farklılık yoktur.

7) PTS grubunda suspansiyon için sadece soketin patella ve kondiller üzerinden sağladığı suspansiyondan yararlanılmıştır, PTB grubunda ise uyluk bandı, Y bandı veya bunların tek başlarına yetersiz kalmaları halinde, ikisi birlikte kullanılmıştır. Bu nedenle piston hareketinin doğurduğu sakıncalar PTB grubunda daha az görülmüştür.

İki grup arasındaki bu farklılıkların ambulasyon aktivitelerindeki başarı yüzdesi üzerine ne denli etkili olacağı tartışılabilir bir konudur.

Tablo VII ve Tablo VIII'de de ge tahtası üzerinde ve engebeli, taşlık arazide yürüme aktivitelerinin ortalama başarı yüzdesini gösteren ikinci ara ortalamaya baktığımızda, PTB grubundaki hastaların 5 inci günde % 37, PTS grubundakilerin ise % 53 oranında başarılı olduğunu görmekteyiz. PTS grubu leyhine % 16 lık bir fark vardır. Fark istatistik yöntemlerle t testine göre değerlendirildiğinde 0.05 olasılık düzeyinde anlamlı bulunmuştur. Aynı değerlendirmeler eğitimin 10 uncu günü için yapılmış ve PTB grubundaki başarı yüzdesi % 74, PTS grubunda ise % 80 bulunmuştur. Arada % 6'lık bir fark vardır. Bu fark istatistik yöntemlerle değerlendirildiğinde anlamlı bulunmamıştır.

Gerek denge tahtası üzerinde, gerekse engebeli ve taşlık arazide yürüme mediolateral yönde dengenin iyi olmasını gerektiren aktivitelerdir. PTS soketinin yüksek yan duvarları bu dengeyi sağlamada, PTB soketine oranla daha yeterli olabilmektedir. Eğitimin 5 inci gününde açık bir şekilde görülen farklılık, azalarak devam etmekle birlikte, eğitimin 10 uncu gününde önemini kaybetmiştir.

TARTIŞMA

Diz altı amputasyonunun neden dolanım bozukluğu, diabet gibi sistemik bir hastalık değilse, güdükte bir sorun yoksa ve hasta gençse, iyi bir protez ve yeterli bir eğitimle, hastanın amputasyondan önce yapabildiği aktivitelerin aşağı yukarı tümünü protezi ile de yapması beklenebilir. Hatta bacağı kesilmeden önce 91 metrelik bir mesafeyi 11 saniyede koşabilen genç bir amputenin, en iyi koşullarda, aynı mesafeyi diz altı protezi ile 12-14 saniyede koşabileceği ileri sürülmektedir (21). Keigel, Carpenter, ve Burgess normal bir örneklemeden alınan, yaş ortalamaları 47 olan 81 hasta üzerinde yaptıkları bir araştırmada, protez kullanmaya başladıktan 6-12 ay sonra hastaların ancak % 62'sinin günlük yaşama aktiviteleri yönünden tam bağımsız hale geldiklerini belirtmektedirler. % 12'si ise tek bastonla bağımsız hale gelebilmişlerdir (20).

Bacağı diz altından kesilen hasta protezi ile tam bağımsız hale gelse bile, aynı aktiviteleri yapabilmek için daha çok enerji harcayacaktır. Bu konuda pekçok araştırma yapılmıştır. Huang kendi doğal hızlarında yürümek kaydıyla, tek taraflı diz altı amputelerin oksijen kullanımlarının normal kişilere oranla % 9 arttığını bulmuştur (16). Enerji harcamasındaki bu artış Molen'e göre % 20'dir(53). Gonzalez ise 40 yaşın üzerindeki 9 hastada yaptığı bir araştırmada, tek taraflı diz altı amputelerinin normal yürüme hızlarının sağlam kişilere oranla % 22 daha yavaş olduğunu ve güdük boyu kısalıkça enerji sarfının arttığını bulmuştur (14).

Bir diğer araştırmada sağlam kişilerin normal yürüme hızının dakikada 82 metre olduğu ve travma nedeni ile tek bacağı diz altından kesilen hastalarda hızın dakikada 71 metreye, vasküler nedenlerle bacağı kesilen hastalarda ise dakikada 45 metreye düştüğü belirtilmektedir (62). Ganguli 20 diz altı hastası üzerinde yaptığı çalışmada, 1 kilometre için doğal yürüme hızını dakikada 50 metre bulmuştur (12).

15 hasta üzerinde yapılan bir çalışmada, vasküler rahatsızlığı olmayan, tek taraflı diz altı amputelerin doğal yürüme hızlarındaki enerji harcamasının, sağlamlara kıyasla % 32 oranında arttığı ve hastaların doğal hızlarından daha hızlı veya daha yavaş yürüme hızları istendiğinde, sağlamlarla enerji harcaması farkının büyüdüğü saptanmıştır. Aynı araştırmada, protez kullanan hastada kalp atım sayısı 106, koltuk değneği kullanan hastada 135 bulunmuştur (47). Erdman ve arkadaşları ise koltuk değneği ve protezle yürüme arasında O₂ tüketimi yönünden anlamlı bir fark bulmamışlardır (53).

Cunning ve arkadaşları yaptıkları araştırmada kullanılan suspansiyon aracının (uyluk bandı ve Y bandı kıyaslanmıştır) enerji tüketimi üzerinde bir etkisinin bulunmadığını, her iki grupta da eğitimle O_2 tüketiminin azaldığını belirtmektedirler (9).

Rehabilitasyonu etkileyen faktörlere bakacak olursak, pekçok araştırmada yaş özellikle rehabilitasyon süresini olumsuz yönde etkileyen faktörlerin başında sayılmaktadır (12,20,21,24,27). Bununla beraber tek başına yaşın rehabilitasyonda önemli bir engel olmadığını, esas etkin faktörün seviye olduğunu belirten araştırmalar da bulunmaktadır (50). Bu konuda yapılan tüm çalışmalarda amputasyon seviyesinin ve güdük uzunluğunun önemi üzerinde durulmaktadır (2,8,12,14,16,17,32,48,50,52,62). Hatta her iki bacağı diz altından kesilmiş bir yaşlı hastanın rehabilitasyon şansının, tek taraflı bir diz üstü amputeden daha yüksek olduğu ileri sürülmektedir (20).

Diabetes mellitus (23) ve özellikle ateroskleroz gibi kardio-pulmoner problemlerin (32,57,61) rehabilitasyon süresini uzatması beklenebilir. Bacağı kardiovasküler hadiseden önce kesilen yürüme eğitimi görmüş hastaların rehabilitasyon şansı, hemiplejik olduktan sonra bacağı kesilen hastalara oranla daha yüksek bulunmuştur (61).

Bunların yanısıra güdüğe ait yaygın ve hassas skar dokusu, kemik çıkıntıları, nöromalar v.s. gibi problemler de hastanın soketine uyum yapma süresi üzerinde etkili olacağından rehabilitasyon süresini uzatacaktır.

Bu bilgilerin ışığı altında baktığımızda, PTB grubundaki hastaların PTS grubundakilere oranla biraz daha (% 7) başarılı olmaları anlaşılabilir görülmektedir. Özellikle PTB grubundaki hastaların güdük boylarının daha uzun olması etkili bir faktör sayılabilir.

Dengeyi gerektiren aktivitelerde eğitimin 5 inci gününde PTS grubunun daha başarılı olup, 10 uncu gününde ise 2 grup arasındaki farkın azalmasının nedeni şöyle açıklanabilir; PTS soketindeki yüksek duvarlar ilk başta hastaya güven vermekte, dolayısıyla denge gerektiren aktivitelerde daha başarılı olmasını sağlamakta ama hasta protezine alıştıkça ve eğitimi ilerledikçe bu gereksinimi azalmakta, kendine olan güveni artmaktadır. PTB grubundaki hastaların güdük boylarının daha uzun olmasının da (ortalama 22 cm) ilk başlarda görülen bu güvensizliği yenmelerinde etkili olduğu sanılmaktadır. Güdük boyu uzunluğu ortalama 14 cm. olan PTS grubundaki hastalara PTB soketi yapılması halinde, 5 inci günde denge gerektiren aktivitelerde görülen başarı farkınının 10 uncu günde aynı şekilde azalmasını beklemek yanlış olabilir.

15-18 cm.den daha kısa güdüklerde gerek dengeyi gerekse duyuşsal algılamayı olumlu biçimde etkilemesi yönünden PTS tipi protez yapmak tercih edilebilir.

Ö Z E T

1957 yılından bu yana diz altı amputelerinde yaygın olarak kullanılan protez çeşidi PTB (Patellar Tendon Ağırlık Taşıyıcı) diz altı protezi ile bunun bir varyasyonu olan PTS (Patellar Tendonda Ağırlık Taşıyıcı Suprapatellar-Suprakondiler Suspansiyonlu) diz altı protezidir.

Taranan kaynaklarda bu protezlerin rehabilitasyon süresini ne şekilde etkilediklerini saptamayı öngören kıyaslamalı bir araştırmaya rastlanmadığı için bu çalışmaya girişilmiştir. PTB ve PTS diz altı protezlerini eğitim süresi ve denge yönünden karşılaştırmayı ve çıkan sonuçlara göre bu iki tip protez için endikasyon belirtilerini saptamayı amaçlayan bu çalışma, Hacettepe Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksek Okulu Protez ve Yardımcı Cihazlar Ünitesine 1979-1981 yılları arasında protez yaptırmak üzere başvuran 20 hasta üzerinde yapılmıştır.

Hastaların 10'una PTB, 10'una PTS diz altı protezi uygulanmıştır. Hastalar eğitimlerinin 5'inci ve 10'uncu gününde ambulasyon aktiviteleri ve denge gerektiren aktivitelerde gösterdikleri başarıya göre değerlendirilmişlerdir.

Varılan sonuçlar şöyledir:

Ambulasyon aktivitelerinde eğitimlerinin 5 inci ve 10 uncu gününde 2 grup hasta arasında PTB grubundaki hastaların lehine % 7'lik bir fark bulunmuştur. İstatistik yöntemlerle de değerlendirilen ve anlamlı olmadığı görülen bu farkın nedenleri açıklanmaya çalışılmıştır.

Eğitimin 5 inci günü denge gerektiren aktivitelerde PTS grubundaki hastalar PTB grubundaki hastalara oranla daha başarılı görülmüştür. İstatistik yöntemlerle yapılan değerlendirmede iki grubun başarısı arasındaki fark anlamlı bulunmuştur. Eğitimin 10 uncu gününde yapılan değerlendirmede ise başarı farkı devam etmekle beraber azalmıştır ve istatistik olarak anlamlı olma özelliğini yitirmiştir. Bu durum PTB grubundaki hastaların güdüklerinin daha uzun olmasına bağlanmış ve kısa güdüklü hastalara PTS protezi yapmanın daha uygun olduğu sonucuna varılmıştır.

YAKARLANILAN KAYNAKLAR

- 1- Alpaslan, M., A.Surat, K.Alpar, "Alt Ekstremitte Amputasyonları" Fizyoterapi Rehabilitasyon, cilt 1, sayı 6, ss. 8-13, 1976.
- 2- Alldredge, R.H., F.M.Eugene, "Prosthetics Research and the Amputation Surgeon" Artificial Limbs, Vol 1, No 3, ss. 23-35, 1954.
- 3- Altner, P.C., J.J.Rusin, D.B.Arlin, "Rehabilitation of Blind Patients with Lower Extremity Amputations", Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, Vol 61, No 2, ss. 82-84, 1980.
- 4- Bozer, A.Y., "Amputasyon Endikasyonları ve Amputasyon Seviyesinin Tayini" Fizyoterapi Rehabilitasyon, cilt 1, sayı 6, ss. 3-6, 1976.
- 5- Burgess, E.M., "The Below-knee Amputation", Interclinic Information Bulletin, Vol 8, No 4, 1969.
- 6- Burgess, E.M., A.G.Alexander, "The Expanding role of the Physical Therapist on the Amputee Rehabilitation Team", Physical Therapy, Vol 53, No 2, ss. 141-143, 1973.
- 7- Burgess, E.M. "Immediate Post Surgical Prosthetic Fitting: A System of Amputee Management", Physical Therapy, Vol 51, No 2, ss. 139-143, 1971.
- 8- Burgess, E.M., J.H.Zettle, "Amputations Below the Knee", Artificial Limbs, Vol 13, No 1, ss. 1-12, 1969.
- 9- Cumming, V., ve diğerleri, "Energy Costs of Below Knee Prosthesis Using Two Types of Suspension", Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, Vol 60, No 7, ss. 293-297, 1979.
- 10- Erdem, H., "Myoplastinin Gündük Fizyolojisi ve Protez Yönünden Önemi", Fizyoterapi Rehabilitasyon, cilt 1, sayı 6, ss. 19-24, 1976.
- 11- Erdem, H., "Alt Ekstremitte Amputasyon Seviyeleri ve Protez Rehabilitasyonu ile İlişkileri", Fizyoterapi Rehabilitasyon, cilt 1, sayı 5, ss. 17-19, 1976.
- 12- Fischer, S.V., G.Gullickson, "energy Cost of Ambulation in Health and Disability: A Literature Review", Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, Vol 59, No 3, ss. 124-132, 1978.

- 13- Gerhart, J.J. ve diğçerleri, "Immediate Post-Surgical Prosthetics, Rehabilitation Aspects", American Journal of Physical Medicine Vol 49, No 1, ss. 3-107, 1970.
- 14- Gonzalez, E.G., F.J.Corcoran, "Energy Expenditure in Below Knee Amputees: Correlation with Stump Length" Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, Vol 55, No 3, ss. 111-119, 1974.
- 15- Greenspun, B., "A Unique Amputee", Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, Vol 58, No 6, ss. 273-274, 1977.
- 16- Huang, C.T., ve diğçerleri, "Amputation: Energy Cost of Ambulation", Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, Vol 60, No 1, ss. 18-24, 1979.
- 17- Humm, W., "Basic Principles of Prosthetic Training" Rehabilitation of the Lower Limb Amputee London, Baillière, Tindal and Cassell Ltd, ss. 69-75, 1969.
- 18- James, L.R., ve diğçerleri "Accelerographic, Temporal and Distance Gait Factors in Below-knee Amputees", Physical Therapy, Vol 57, No 8, ss. 898-905, 1977.
- 19- Jones, R., "Amputee Rehabilitation: Basic Principles in Prosthetic Assessment and Fitting", Med.J.Aust. Vol 2, ss. 290-293, 1977.
- 20- Kegel, B., M.L.Carpenter, E.M.Burgess, "Functional Capabilities of Lower Extremity Amputees", Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, Vol 59, No 3, ss. 109-119, 1978.
- 21- Kerr, D., S. Brunnstrom, "Training of the Lower Extremity Amputee" Illinois, Charles C.Thomas Publishers, s. 257, 1956.
- 22- Kerstein, M.D., ve diğçerleri, "Rehabilitation after Bilateral Lower Extremity Amputation", Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, Vol 56, No 7, ss. 309-311, 1975.
- 23- Kerstein, M.D., H.Zimmer, F.E.Dudgale, "Amputations of the Lower Extremity: A Study of 194 Cases", Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, Vol 55, ss. 454-469, 1974.
- 24- Kerstein, M.D., ve diğçerleri "What Influence Does Age Have on Rehabilitation of Amputees", Geriatrics, Vol 30, No 12, ss. 67-71, 1975.

- 25- Klopsteg, P.E., P.D. Wilson, "Socket Construction" Human Limbs and Their Substitutes, New York, Hafner Publishing Company, ss. 702-708, 1968.
- 26- Kohn, K.H., E.E. Gordon, "Functional Rating Scales for Lower Extremity Amputees", Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, Vol 46, No 6, ss. 427-432, 1965.
- 27- Kohn, K.H., "Use of Lower Extremity Prosthesis in Geriatric Amputees", Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, Vol 51, No 2, ss. 1970.
- 28- Krusen, F.H., F.J. Kottke, P.M. Ellwood, (editors) "Care of the Amputee" Stoner, E.K., Hand-book of Physical Medicine and Rehabilitation, Philadelphia, Saunders Company, ss. 124-140, 1971.
- 29- Laforest, N.T., L.W. Regon, "The Physical Therapy Program After an Immediate Semi Rigid Dressing and Temporary Below-knee Prosthesis" Physical Therapy, Vol 53, No 5, ss. 497-501, 1973.
- 30- Lyquist, E., "Clinical Study of the Application of the FTB Air-Cushion Socket", Artificial Limbs, Vol 13, No 2, ss. 41-42, 1969.
- 31- May, D.R., B. Davis, "Gait and the Lower Limb Amputee", Physiotherapy, Vol 60, No 6, ss. 166-176, 1974.
- 32- McCollough, H.C., J.J. Jennings, A. Sarmiento, "Bilateral Below-knee Amputation in Patients Over 50 Years of Age", J. Bone Joint Surg (Am), Vol 54-A, No 6, ss. 1217-1223, 1972.
- 33- Mital, M.A., D.S. Pierce, "Check-Out of the Prosthesis", Amputees and Their Prosthesis, Boston, Little Brown and Company, ss. 147-155, 1971.
- 34- Murdoch, G., (ed), "Below-knee Amputation-Biomechanics" J. Hughes, Prosthetic and Orthotic Practice, London, Edward Arnold Publishers Ltd, ss. 61-69, 1969.
- 35- Murdoch, G. (ed), "The Surgery of the Below-knee Amputation, G. Murdoch, Prosthetic and Orthotic Practice London, Edward Arnold Publishers Ltd, ss. 45-61, 1969.
- 36- Murdoch, G. (ed), "Below-knee Amputation Prosthesis", W. Barclay, Prosthetic and Orthotic Practice, London, Edward Arnold Publishers Ltd, ss. 69-88, 1969.

- 37- Murdoch, G. (ed), "Ankle/Foot Mechanisms", D.N. Condie, Prosthetic and Orthotic Practice, London, Edward Arnold Publishers Ltd, ss. 89-105, 1969.
- 38- Murdoch, G. (ed), "Evaluation of the Patellar-Tendon-Bearing Prosthesis and its Variations", A. Bennett Wilson Jr. Prosthetic and Orthotic Practice, London, Edward Arnold Publishers Ltd, ss. 105-113, 1969.
- 39- Murdoch, G., "Levels of Amputation and Limiting Factors", Annals of the Royal Collage of Surgeons of England, Vol 40, ss. 204-216, 1967.
- 40- Murdoch, G. (ed), "The Surgery of Partial Foot Amputations", J. Bingham, Prosthetic and Orthotic Practice, London, Edward Arnold Publishers Ltd, ss. 141-149, 1969.
- 41- Murdoch, G. (ed), "Recent Variants of the PTB Prosthesis" E. Lyquist, Prosthetic and Orthotic Practice, London, Edward Arnold Publishers Ltd, ss. 149-161, 1969.
- 42- Murdoch, G. (ed), "The Syme Type Prosthesis" C.A. McLaurin, Prosthetic and Orthotic Practice, London, Edward Arnold Publishers Ltd, ss. 125-139, 1969.
- 43- Murdoch, G. (ed), "Syme's Amputation" G.A. Whitefield, Prosthetic and Orthotic Practice, London, Edward Arnold Publishers Ltd, ss. 119-125, 1969.
- 44- Narman, S., "Protez Kullanan Diz Altı Amputelerde Yürüyüş Analizi", Fizyoterapi Rehabilitasyon, cilt 1, sayı 6, ss. 13-18, 1976.
- 45- "New York University Post Graduate Medical School Prosthetics and Orthotics Studies", Lower Limb Prosthetics, New York, N.Y. University Post Graduate Medical School, 1977.
- 46- Özker, R., "Diz Altı Rehabilitasyonunda 55 Hastaya Uygulanan PTS Protezinden Alınan Sonuçların PTB ile Karşılaştırılması", Fizyoterapi Rehabilitasyon, cilt 1, sayı 2, ss. 3-15, 1974.
- 47- Pagliarulo, M.A., R. Waters, N. Hislop, "Energy Cost of Walking of Below-knee Amputees Having No Vascular Disease", Physical Therapy, Vol 59, No 5, ss. 538-542, 1979.
- 48- Pennell, R.C., G.W. Mayfield, "Bent Knee Pylon for the Below-Knee Amputee" Physical Therapy, Vol 52, No 10, ss. 1051-1055, 1972.

- 49- Radcliffe C.W., J.Foort., "Assembly and Static Alignment of the below-Knee Adjustable Shank" ss. 114-119, "Preliminary Dynamic Alignment" ss. 131-136, "Dynamic Alignment" ss. 144-151, The Patellar-Tendon-Bearing Below-Knee Prosthesis, California, University of California, 1961.
- 50- Reyes,R.L., E.B.Leahey, E.B.Jr Leahey, "Elderly Patients with Lower Extremity Amputations: Three-Year Study in a Rehabilitation Setting", Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, Vol 58, No 3, ss. 116-122, 1977.
- 51- Resenfeader,R., "The Below-Knee Amputee with Skin Grafts" Physical Therapy, Vol 50, No 3, ss. 1339, 1970.
- 52- Sakuma,J. ve diğ erleri "Rehabilitation of Geriatric Patients Having Bilateral Lower Extremity Amputations" Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, Vol 55, No 3, ss. 101-110, 1974.
- 53- R.J.Shephard, "Efficiency of Muscular Work: Some Clinical Implications", Physical Therapy, Vol 55, No 5, ss. 476-480, 1975.
- 54- Sodreberg,G.L., "Below-Knee Amputee Knee Extension Force Time and Moment Characteristics", Physical Therapy, Vol 58, no 8, ss. 966-967, 1978.
- 55- Stares.A., R.F.Gardner, "Direct Forming of below-Knee ITB Sockets with a Thermoplastic Material", Artificial Limbs, Vol 14, No 1, ss. 57-64, 1970.
- 56- Steindler,A., "The pathological Gait",Kinesiology of the Human body, Illinois, Charles C.Thomas Publishers, ss. 667, 1970.
- 57- Sterling,H.M., "Influence of Cardiac Status on Rehabilitation of Lower Extremity Amputees", Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, Vol 51, No 10, s. 588, 1970.
- 58- Sullivan,R.A., J.Tucker, "Amputee Management Using a Fitted Temporary Prosthesis:A Preliminary Report",Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, Vol 55, No 9, ss. 409-412, 1974.
- 59- Symington,D.C. ve diğ erleri "Semi-Flexible Sockets for Amputation below the Knee", Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, Vol 56, No 9, ss. 399-404, 1975.

- 60- The American Academy of Orthopaedic Surgeons, "Historical Development of Artificial Limbs" Orthopaedic Appliances Atlas, Vol 2, Michigan, Edward, J.W. Arbor A, ss. 1-22, 1960.
- 61- Varghese, G. ve digerleri, "Renabilitation Outcome of Patients with Dual Disability of Hemiplegia and Amputation", Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, Vol 59, No 3, ss. 121-123, 1978.
- 62- Waters, R.L., ve digerleri "Energy Cost of Walking of Amputees: Influence of Level of Amputation", Journal of Bone and Joint Surgery (AM), Vol 58 A, ss. 42-46, 1976.
- 63- Weiss, M., "Neurophysiology of the Amputee", Prosthetics International, Vol 2, No 6, ss. 9-15, 1966.
- 64- Wilson, B.A.Jr., "Limb Prosthetics", Artificial Limbs, Vol 14, No 1, ss. 1-52, 1970.
- 65- Wilson, B.A.Jr., S.Melvin, "Ultra-Light Prosthesis for below-Knee Amputees", Orthotics and Prosthetics, Vol 30, No 1, ss. 43-47, 1976.
- 66- Wilson, B.A.Jr., "Recent Advances in below-knee Prosthetics", Artificial Limbs, Vol 13, No 2, ss. 1-12, 1969.
- 67- Wilson, B.A.Jr., "A Material for Direct Forming of Prosthetic Sockets" Artificial Limbs, Vol 14, No 1, ss. 53-56, 1970.

