

284006

T. C.  
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ FAKÜLTESİ

**TOTAL TEMASLI EMMESİZ VE EMMELİ DİZ ÜSTÜ  
PROTEZLERİNDE SAĞLANAN SUSPANSİYONUN  
YÜRÜME EĞİTİMİ VE REHABİLİTASYONU  
ÜZERİNE ETKİLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

**FİZİK TEDAVİ VE REHABİLİTASYON PROGRAMI**

**BİLİM UZMANLIĞI TEZİ**

**FZT. SERAP İNAL**

**ANKARA 1980**

T. C.  
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ FAKÜLTESİ

TOTAL TEMASLI EMMESİZ VE EMMELİ DİZ ÜSTÜ  
PROTEZLERİNDE SAĞLANAN SUSPANSİYONUN  
YÜRÜME EĞİTİMİ VE REHABİLİTASYONU  
UZERİNE ETKİLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

FİZİK TEDAVİ VE REHABİLİTASYON PROGRAMI  
BİLİM UZMANLIĞI TEZİ

FZT. SERAP İNAL

REHBER ÖĞRETİM ÜYESİ : PROF. DR. RIDVAN ÖZKER

ANKARA 1980

## İ Ç İ N D E K İ L E R

BÖLÜM	SAYFA
I. GİRİŞ .....	I
II. TARİHÇE .....	2
III. GENEL BİLGİLER .....	3
IV. MATERYEL VE METOD .....	59
V. TARTIŞMA VE SONUÇ .....	81
VI. ÖZET .....	94
VII. KAYNAKLAR .....	96

## T A R İ H Ç E

İlk çağlardan beri insanoğlu, çeşitli nedenler ile kaybetmiş olduğu ekstremitesine bağlı yetersizliğini, değişik yöntemler ile gidermeye çalışmıştır. Bilinen en eski protezin, MÖ. 500 yıllarında yapıldığı tahmin edilmektedir. Eski çağlara ait fresklerden de anlaşıldığı gibi, alt ekstremitte amputeleri güdüklerine bağladıkları pilonlar ile yürümekteydiler (42).

Amputasyon ve protez düşüncesi, ilk kez bilimsel olarak Ambroise Paré (1510-1590) tarafından ortaya atılmıştır (42,55). Amputasyonların cerrahi yönden gelişmesinde iki önemli olayın etkisi görülmüştür. Bunlardan birincisi, Larey'in amputasyonda dağlama yöntemi, ikincisi ise, 1850 de anestetiklerin kullanılmaya başlanması ve ameliyatın steril yapılması gerektiğinin anlaşılmasıdır. Bu nedenle güdük ucunu deri ile kapatma yöntemi kullanılmaya başlanmıştır (15).

Cerrahlar senelerdir, uygun güdük sağlamak amacıyla çeşitli teknikler kullanmışlardır. Bunların bir kısmı uygulaması olmayan kuramsal nitelikte veriler olarak kalırken, diğerleri kabul edilip uzun süre tatbik edilmiştir. Amputasyonda uygulanan cerrahi yöntemin yanı sıra, amputasyon seviyesinin saptanması da güdüğün fonksiyonelliği açısından önemlidir.

I. Dünya Savaşı sularında, amputasyon cerrahisinde seviyeye bağlı olarak kişinin yitirdiği fonksiyonların ve kullanılacak protezin özelliklerinin bilinmemesi nedeniyle, amputasyon seviyesi, daha çok o günün koşullarına uygun protez tipine göre yönlendirilmiştir (37). Daha sonraları cerrahi yöntem üzerine yapılan çalışmaların, iki önemli katkısı olmuştur. Birincisi, diz dezartikülasyonu, Syme amputasyonu olmak üzere, fonksiyonel açıdan oldukça önemli iki ayrı amputasyon yönteminin geliştirilmesidir. İkincisi ise ameliyattan önce ve sonraki devrede takım çalışmasının tedavi açısından daha yararlı olduğunun anlaşılmış olmasıdır (37,38).

II. Dünya Savaşından önce, ameliyat komplikasyonu az ve yaranın iyileşmesi kolay olduğu için, diz altı amputasyonu uygulanabilecek durumlarda, diz üstü amputasyonu yapılmıştır (27). II. Dünya Savaşından sonra, antibiyotiklerin ve ameliyat sonrası bakımın gelişmesi ve diz altı protezleri üzerindeki çalışmaların yoğunlaşması sonucu cerrahlar, amputasyon seviye tayininde, patolojik durumu gözönünde tutmaya başlamışlardır (37).

## G E N E L B İ L G İ L E R

### I- AMPUTASYON SEBEPLERİ :

Günümüzde amputasyona sebep olan nedenlerin başında Periferik Vasküler hastalıklar gelmektedir. Damar hastalıklarında amputasyon seviyesini tesbit ederken Pletismografi, Ossilometri, Deri temperatür testi veya Arteriografi sonuçları önem kazanmaktadır. Bununla beraber Periferik pulsasyon, lokal sepsis ve ödem, duyu bozukluğu, deride kıl olmaması gibi klinik gözleme dayanan sonuçlar da önemli etkenlerdir (27,37).

Amputasyona sebep olan Periferik Vasküler hastalıkların başında Arterioskleroz gelir, genellikle 60 yaş üstündeki erkeklerde görülür. Arteriosklerozu olan hastalarda Koroner tromboz, serebrovasküler lezyonlar veya diğer bacağın da amputasyonu gibi durumlara ve diabet, artrit, körlük gibi hastalıklara sıklıkla rastlanması, klinik tabloyu ağırlaştırmaktadır (37).

Arterioskleroza bağlı olarak bir ana arterde tıkanıklık veya hem arterial hem venöz bir tıkanıklık oluşabilir (38). Hastalık başlangıçta daha yavaş ilerler ve kollateral sirkülasyonun gelişme şansı daha fazladır. Arteriosklerozun ileri devrelerinde ise hastalık hızla ilerlerken, kollateral gelişme şansı azalmıştır. Bu nedenle amputasyon, genç hastalarda daha distalden, yaşlılarda daha proksimalden yapılır (37).

Vasküler nedenlerle ampute edilen hastaların % 21-42 sinde Diabet'e rastlanmaktadır (24, 38). Arteriosklerotik damarlarda kırılganlık veya nöropati sonucu oluşan iskemi, gangrene neden olur. Ameliyattan önce hastanın beslenmesine dikkat edilmesi ve dolanımın arttırılması, amputasyon seviyesinin distale kaymasına yardımcı olabilir. Kollateral dolanımın arttırılması, yürüme ile en iyi şekilde sağlanmaktadır. Ameliyattan önceki devrede, hastaların dizleri fleksiyonda veya yük iskiümden taşıtılacak şekilde, özel Pilon protezleri ile yürütülmelerinin esas amacı da budur (37,44).

Amputasyon nedenleri genel olarak incelenirse, ikinci sırayı tümörler alır. Amputasyon seviyesine, tümörün benign veya malign karakterli olması veya metastas yapıp yapmaması etki etmektedir. Malign durumlarda kemik ve çevre yumuşak dokular, mümkün olduğu kadar ampute edilir. Osteosarkom en sık rastlanan lezyondur. Fibrosarkom, malign melanom veya epitelioma rastlanan diğer tümör gruplarıdır. Genellikle ergenlik çağında ve genç yaşlarda görülür (7). Malignite durumlarında ameliyat sonrası ölüm hızı çok yüksektir. Yapılan bir çalışmaya göre, hastaların % 85 i ameliyattan sonraki 5 yıl içinde ölmüşlerdir (44).

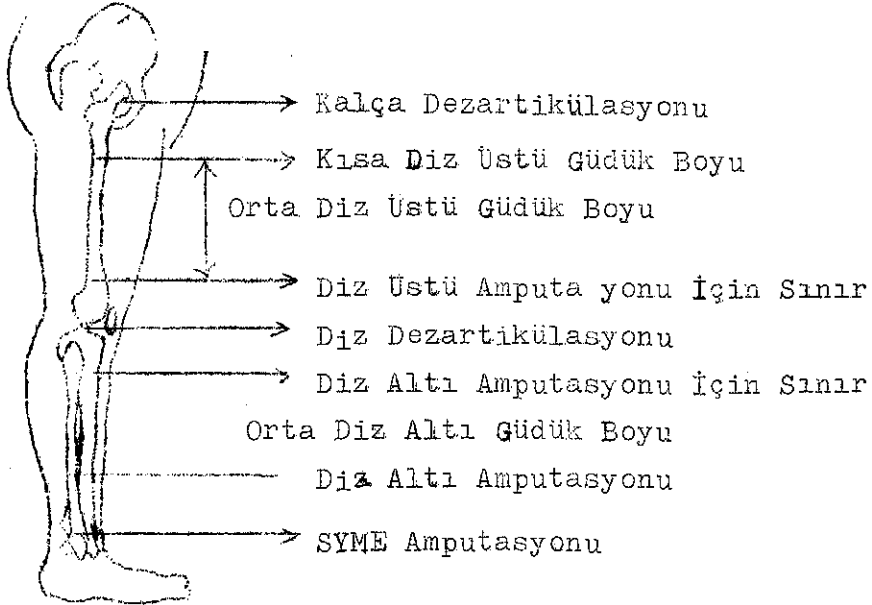
Amputasyon nedenlerinin üçüncüsü trafik kazaları, iş kazaları, domestik ve sportif kazaları içine alan travmalardır. Hastaların çoğu genç ve amputasyon dışında sıhhatli kişilerdir. Travmaya bağlı olarak yumuşak dokunun ciddi şekilde ezilmesi ve ana damarların parçalanması, amputasyona neden olmaktadır. Travma sonucu yapılan amputasyonlarda ana prensip, geride mümkün olduğu kadar fazla doku bırakmaktır (10,38).

Kronik enfeksiyonlar, amputasyon nedenleri içinde dördüncü sırayı almaktadır. Sistemik ve lokal antibiyotiklerin kullanılması veya cerrahi yöntemler ile kronik enfeksiyonların tedavisinden sonuç alınamaz ise, amputasyona karar verilir (38).

Gritti-Stokes amputasyon tekniğinde, femür alt ucundan suprakondiler seviyeden ampute edildikten sonra, patella femurun alt ucuna tesbit edilmektedir. Gündük ucunda elde edilen düzgün yüzey, vücut ağırlığını taşıyabilecek özellikte ise de, patella zamanla yer değiştirebilir veya kırıklar oluşabilir (37).

Diz dezartikülasyon amputasyonu, uyluk adalelerinin büyük bir kısmı zarar görmeyeceği için, diz üstü amputasyonlarına göre daha fonksiyoneldir. Gündük alt ucundaki kondiler yüzey, vücut ağırlığını rahatlıkla taşıyabilir. Destek noktasının yere yakın olması, kişinin dengesini daha kolay sağlama-sı ve proprioseptif duyu açısından oldukça avantajlıdır.

Anatomik diz eksenine uygun olarak yerleştirilen lateral eklemler ile birlikte diz dezartikülasyon protezlerinin diz eklemleri, kişinin normal dizine kıyasla oldukça kaba ve kalın görünürler. Diz dezartikülasyon protezlerinin tek sakıncası olan bu durum, faydalarının yanında önemsiz gibi görünürse de bazı kişiler, özellikle hanımlar estetik nedenler ile diz üstü amputasyonunu tercih ederler (37,38).



Şekil I - Alt Ekstremitte Amputasyon Seviyeleri

( Techniques Chirurgicales, Orthopédie Traumatologie I, EMC,  
Maurer P., ss. 44I22 )

### 3-AMPUTASYONLARDA UYGULANAN CERRAHİ YÖNTEMLER :

#### a- KLASİK AMPUTASYON :

Klasik amputasyonlarda kemik ve adale gövdesi transvers olarak kesilerek, adalelerin kesilen uçları serbest bırakılır. Bu nedenle adalelerde retraksiyon ve atrofi gelişerek konik şekilli güdükler elde edilir. Zamanla yağ dokusu dejenerasyonu oluşur ve adalelerin izometrik kasılma özellikleri azalır, dolayısıyla güdük distalinde dolanım bozulur.

Kemik ucunun kapatılmamasına bağlı olarak intramedullar basınç sıfıra düşer ve venöz staz meydana gelir (19,28).

Klasik amputasyon ile elde edilen güdüklerin belirtilen özellikleri, protezin kullanılmasıyla birlikte çeşitli sorunlara yol açarlar. Bu nedenle günümüzde bu tip ameliyat yöntemleri yerine, protez tekniğine daha uygun güdük sağlayan, myoplasti ameliyatları uygulanmaktadır.

#### b- MIOPLASTİ AMELİYATLARI :

Agonist antagonist adaleler arasındaki dengeyi yeniden sağlamak, addüktör ve hemstring grup adalelerin kuvvetini arttırmak amacıyla çeşitli myoplasti ameliyatları geliştirilmiştir. 1963 de Dederich adaleleri, uyluğun medial ve lateralindeki adaleler bir grup, ön ve arkasındaki adaleler diğer grup olmak üzere iki ayrı gruba ayırmıştır. Birinci grup, kemiğin alt ucu üzerinde birbirine dikildikten sonra ikinci grup adaleler, birinci grubun liflerine dik gelecek şekilde üzerinden geçirilerek, birbirlerine ve alttaki adalelere dikilirler (16).

1966 da Weiss, Osteodesis tekniği ile adaleleri kemik alt ucunda birbirinden ayırarak ayrı ayrı kemik içinde açtığı deliklere tesbit etmiştir. Bu metod, Dederich'in myoplasti tekniğine göre daha kullanışlıdır. Zira, myoplasti yapılan adaleler meydana gelen ağırlı bursalar nedeniyle kemik alt ucundan zamanla kayarlar (5).



1968 de Murdoch, bu iki tekniği birleştiren Osteomyoplasti tekniğini kullanmıştır. Weiss'in tekniğinde olduğu gibi adduktörler ile medyal ve lateral Hemstringleri kemiğe tesbit ettikten sonra, Dederich'in tekniğini kullanarak Quadriceps femoris adalesini kemik ucundan geçirip yukarıya doğru çekerek arka grup adalelere tesbit etmiştir (39).

Günümüzde uyluğun orta seviyesinden yapılan diz üstü amputasyonlarında uyluk adaleleri dört parçaya ayrılır, M. Rectus femoris, M. Vastus medialis ve M. Vastus intermedysus ön grubu, M. Vastus lateralis ve İliotibial band lateral grubu, Hemstringler ve Adduktör grubun medyal kısmı posterior grubu, adduktörlerin büyük bir kısmı da medyal grubu meydana getirir.

Uzun güdüklerde Adduktör grubun hemen hepsi yapışma yerlerini korurlar, sadece medyalde Gracillis ve Sartorius adaleleri, M. Vastus medialisin önünde ve Semimembranosus adalesi, posteriordaki Semitendinosus adalesinin yanında bulunur. Vastus lateralis adalesi, M. Biceps femoris ve İliotibial bandın önünde yer alır. Anterior ve Posterior gruplarda bir değişiklik olmaz. Amputasyondan sonra bu dört grup adaleden, medyal ve lateral gruplar kemik ucunda birbirlerine dikilirken, dikişlerin bir kısmı kemik ucundaki periostun içinden geçirilerek dikilir ve aynı işlem, medyo-lateral grup üzerinden geçerek birbirine tutturulacak olan antero-posterior gruba uygulanır. Adaleler optimum yeterlilikleri için gerekli maksimum gerilim ile birbirlerine ve kemik periostuna tesbit edilirler. Bu gerilim normal ekstremitte adalelerinin dinlenme gerilimidir. Pratikte adaleler normalin bir miktar üstünde bir gerilim ile dikilmeli ve böylece ameliyat sonrasında ödeme bağlı olarak meydana gelen uzamaya adalenin uyumu sağlanmalıdır (19,39). En uygun gerilim miktarının % 20 olduğu yapılan çalışmalar sonucunda saptanmıştır (18). Kas lifleri arasında bulunan kas içcikleri ve tendonlarda bulunan Golgi tendon organları birlikte çalışarak kas tonusunu korurlar ve proprioseptif vazife görürler (51).



Şekil 2 - Güdük şekilleri.

Kısa, orta, uzun olarak gruplandırılan güdük boyu, güdük şekline, hacmine ve fonksiyonuna da etki etmektedir. Tüberositas Gluteadan itibaren 4-5 cm. den daha uzun olan yani, Addüktör grup kasların yapışma yerleri hemen hemen korunan güdükler, eklem hareketlerinde limitasyon olmadığı sürece fonksiyonel olarak kabul edilirler. Bu seviye proksimale doğru yükseldikçe güdüğün hareket kabiliyeti azalmaktadır (10).

Güdüğün hacmi ise güdük boyuna, kişinin vücut yapısına, yaşına ve cinsi

Ampute edilen ekstremitenin adale, kemik ve deri dokusunda, kan dolaşımında ortaya çıkan sorunların yanı sıra, amputenin psikolojik durumunun sebep olduğu problemler de oldukça önem kazanmaktadır.

#### a-KASLARLA İLGİLİ SORUNLAR :

Amputasyon sonucu, kasların kuvvetinde meydana gelen azalma, kasın kesilen miktarına göre değişmektedir. Yapılan çalışmalar, ekstansör ve addüktörlerdeki kuvvet kaybının, fleksör ve abduktörlere oranla daha fazla olduğunu göstermektedir (10).

Klasik amputasyonlarda, kasların kesilen uçları tesbit edilmediği için, bu kaslar izotonik olarak kasıldıkları halde izometrik kasılma kabiliyetlerini hemen hemen kaybetmiş olurlar. Bu nedenle kaslar arasındaki kuvvet dengesi bozulur ve kontraktürler meydana gelir.

Uyluğun orta kısmından yapılan amputasyonlarda, kalça adduktörleri, ekstansörleri ve internal rotatörleri büyük ölçüde yapışma yerlerini kaybettikleri için, kuvvetli olan fleksör, abduktör ve eksternal rotatör kasları etkin olurlar, dolayısıyla kalça ekleminde fleksiyon, abduksiyon, eksternal rotasyon kontraktürü gelişir. Amputasyon seviyesi yükseldikçe, bu pozisyonun yerleşmesi daha belirginleşmektedir.

b- KEMİK VE EKLEMLER İLE İLGİLİ SORUNLAR :

Klasik amputasyonun uygulandığı güdüklerde, zamanla oluşan kas retraksiyonu ve kontraktürler güdüğün normal fonksiyonlarını yerine getirmesini engellemektedir. Bu durumda, güdük soket uyumu iyi olmayacağı için, ampute protezine yeterli miktar ağırlık vermeden yürümek zorunda kalır. Sonuç olarak femur ve aynı taraf pelvisde osteoporoz oluşur, kalça ekleminde dejeneratif değişiklikler görülür. Zamanla acetabulum ile femur başı ve boynu arasında kistler oluşarak amputeyi rahatsız eder (18,28). Kaslar arasındaki dengenin bozulması ve M. Gluteus medius'un ortaya çıkarttığı kuvvetler, femur boynu inklınasyon açısını bozarak, Koksa Valga'nın meydana gelmesine sebep olurlar (41).

Yapılan çalışmalar, osteomyoplasti uygulanmış olan güdüklerde de seviye yükseldikçe eklem hareketlerinde belirli miktarda azalma olduğunu göstermişlerdir. Uyluğun vertikal ekseni ile olan 6-8 derecelik normal fleksiyon açısı, 1/3 distalden yapılan amputasyonlarda 3 derece, orta kısmından yapılanlarda II derece ve 1/3 proksimalden yapılan amputasyonlarda 18 derece arttığı bulunmuştur. Abduksiyon hareketi de uyluğun orta kısmından yapılan amputasyonlarda 3,9 derece ve 1/3 proksimalden yapılanlarda 9,4 derece azalmaktadır. Uzun güdüklerde abduksiyon hareketi hemen hemen aynı kalırken, rotasyon hareketinde belirgin olarak azalma görülür. Bu durum internal rotasyonu, eksternal rotasyona göre daha fazla etkilemektedir.

Amputasyon sonucu kalça eklemi fleksiyon, abduksiyon ve rotasyon hareketlerinin genişliğinde meydana gelen azalmanın yanı sıra, daha az etkilenmekle birlikte, ekstansiyon ve adduksiyon hareketlerindeki azalma, seviye yükseldikçe belirginleşmektedir.

Bazı araştırmacılara göre amputasyon, karşı taraf eklem hareketlerinde de azalmaya sebep olmaktadır. Bu durumun alt ekstremitelerde bulunan refleks ilişkinin kaybolması ve pelvis ile kolumna vertebralisin pozisyonunda meydana gelen değişiklikler sonucu oluştuğunu belirtmektedirler(10).

#### c- KAN DOLAŞIMI İLE İLGİLİ SORUNLAR :

Güdükteki total kan miktarının, normal bacağına göre daha az olduğu ossilogram sonuçlarından anlaşılmaktadır. Güdük normal hava sıcaklığında, vücudun diğer kısımlarına göre genellikle daha soğuktur. Gövdenin ısıtılması sonucu, refleks vazodilatasyon nedeniyle, güdükteki sıcaklık artışı, yine oldukça az olmaktadır.

Alt ekstremitelerdeki venöz dolaşım, yerçekimi kuvvetine karşı olduğu için, daha çok adalelerin hareketine bağlı olmaktadır. Amputasyon ile adale fonksiyonlarının büyük bir kısmının kaybolması sonucu venöz dolaşım da bozulmaktadır (23). Venöz ve arterial dolaşımda meydana gelen bu bozukluklar, Osteomyoplasti uygulanan güdüklerde hemen hemen ortadan kalkmaktadır (19).

Kan, adalelerin kasılması ile, kemiklerin medullar boşluğuna pompalanmakta ve intramedullar basıncı yükseltmektedir. Kemik hidrodinamik gücünü arttıran bu durum, kemik kapalı bir ortam olarak kaldığı sürece gerçekleşmektedir. Klasik amputasyon tekniklerinde, kemik ucu açık kaldığı için, intramedullar basınç sıfıra düşer. Murdoch ve Loon,

yeniden yapılan bir cerrahi işlem ile kemik ucunun kapatılması yani osteomyoplastinin yapılması halinde, basıncın eski seviyesine ulaşacağını belirtmektedirler (39).

d- DERİ İLE İLGİLİ SORUNLAR :

Retrakte olan kas, çevre dokulara yapışır, kasıldığı zaman kısmen bu dokular ile birlikte deriyi de yukarıya doğru çeker. Retraksiyon nedeniyle deri proksimale doğru kollabe olduğu gibi, güdük ucundaki yumuşak doku miktarı da azalır. Deri, güdük ucunda kemiğe yapışır.

Büyüme çağında yapılan amputasyonlarda proksimal epifizin faaliyeti sonucu kemiğin % 12,4 kadar uzama şansı olmaktadır. Yumuşak doku kemiğin bu uzama miktarına uyum yapamayacağı için, güdük ucunda dikenler oluşur. Zamanla dikenler deriyi delerek ülserasyonlara neden olurlar ( 19, 24,28 ).

e- PSİKOLOJİK SORUNLAR :

Amputasyon, kişinin her yaşta karşılaşılabildiği ve fiziksel yetersizliğin yanı sıra, depresyon, mani, reaktif depresyon, anksiyete gibi psikolojik sorunlara yol açan bir olgudur. Kongenital ampute olarak doğan çocuğun, bakım ve tedavisine etki eden faktörler, travma nedeniyle genç yaşta ampute edilen kişinininkine uymayacağı gibi, Diabet'e bağlı olarak ampute edilen yaşlı bir kişinin problemleri ile bakımı ve tedavisi de oldukça farklı olmaktadır. Bir başka deyişle, kişinin kronolojik yaşı, amputasyonun sebep olduğu sorunlara önemli ölçüde etki eden bir faktördür.

Amputasyon seviyesi yükseldikçe kişinin fiziksel yetersizliğinin yanı sıra, psikolojik sorunları da değişmektedir. Bununla beraber psikolojik sorunlar, amputasyon tipinden çok amputenin kişisel

özelliklerine bağlı olmaktadır. Bazı amputelerde, önemli psikolojik sorunlar ortaya çıkmakta ve rehabilitasyonu yapan hekim ve hatta psikiyatrist tarafından tedavi edilmeleri gerekmektedir.

1949 da Fishman, amputasyon ve protez tecrübesi eskiye dayanan 48 alt ekstremitte ampute üzerinde yaptığı çalışmada, sorduğu çeşitli suallere aldığı negatif yanıtlar, pozitiflerden oldukça fazla olmuştur. Amputelerin bir kısmından alınan negatif yanıtlardan, saldırganlık, bağımlılık, utanma, özgüven kaybı, aşırı hareketlilik, durumunu rasyonalize etmek, zoraki katlanmak gibi davranışlar içinde oldukları ve pozitif yanıt verenlerin de, durumunu ve protezini kabullenme, durgunluk, olumlu duygusal ilişki ve daha sosyal davranışlar içinde oldukları görülmüştür.

Alınan bu çeşit negatif ve pozitif cevaplar arasında belirgin farklılık varmış gibi görüldüğü halde, bazı durumlarda aynı veyabenzeri duygular farklı reaksiyonlar ile kendini göstermektedir. Örneğin, durumunu kabullenemeyen bir ampute, saldırgan davranışlarda bulunurken aynı durumdaki diğer ampute, utangaçlık ve isteksizlik içinde olmakta veya bir ampute reaksiyonunu protezine, bir diğeri ise rehabilitasyon takımının üyelerine karşı göstermektedir (44).

Kişilerin sorunlara karşı gösterdikleri tepkilerin farklı olması, kişilik özellikleri ile doğrudan ilişkilidir. Bu özelliklerin belirlediği baskı eşiği, değinildiği gibi bir kişilik özelliği olarak, amputasyonuna karşı gösterilen tepkiyi değiştirmektedir. Bu nedenle, bireysel tepkilerde ana belirleyici, amputasyon değil, kişilik özellikleridir.

Preoperatif devrede kişinin, protez eğitiminin yapıldığı Üniteye götürülmesi, kendisi gibi ampute edilmiş olan kişiler ile görüşmesi ve ileride kullanacağı tip protezi tanıması, ameliyatın kaçınılmaz sonucunu kabullenmesine yardımcı olmaktadır.

Pre ve Postoperatif devrede ve protez eğitimi süresince amputenin psikolojik durumu değerlendirilmelidir. Depresyon, mani, anksiyete, reaktif depresyon gibi durumların belirmesi halinde, fizyoterapist yaklaşımda izlenecek yolu yönlendirmekte, rehabilitasyon hekimi, uğraşı terapisti ve sosyal hizmet uzmanı ile birlikte sıkı bir işbirliği yapması gerekmektedir.

f- AĞRI :

Amputasyon sonucu karşılaşılan bir diğer sorun, fantom ağrısı, nöromaların sebep olduğu ağrılar, causalgia ve iskemiye bağlı ağrılardır.

Fantom ağrısının analjeziklere veya psinal anestetiklere cevap vermemiş olması, bu ağrının Merkezi Sinir Sistemine bağlı olarak meydana geldiğinin göstermektedir. Korteks'de duyu ile ilgili homongulusun, ampute edilen ekstremiteye ait duyu sahasını kapsamaması, ekstremitе varmış gibi bir ağrıya neden olmaktadır (12).

Sinir uçlarının kesilmesinden sonra meydana gelen nöromalar da güdükte ağrıya sebep olurlar. Sinirlerin daha üst seviyelerden kesilmesi ve skar dokudan uzakta olmaları, bu ağrıları engellemekle birlikte, protezini giydiği zaman çeşitli sorunlar ortaya çıkabilmektedir.

Amputasyon sonucu karşılaşılan bir diğer sorun yanma ile karakterize causalgia adı verilen ağrılardır, amputasyondan bir veya iki hafta sonra ortaya çıkar. Ara ara alevlenme devrelerinin gelişmesinde, kişinin psikolojik durumunun etkisi önemli bir etken olmaktadır.

Causalgic ağrılar, anında, güdük hiperemik, deri oldukça gergin ve terlidir, yüzeysel ve derin uyarılara karşı çok hassasdır.

Günümüzde causalgic ağrılara Otonomik Sistemde meydana gelen bir bozukluğun sebep olduğu kabul edilmektedir.

Periferik arterial hastalıkların ilerlemesine bağlı olarak distal kısımlarda oluşan iskemi sonucu da ağrılar görülür (29).

## 5- DİZ ÜSTÜ PROTEZLERİ VE BİOMEKANİĞİ :

Diz üstü protezlerinde kullanılan devamlı protezler konvansiyonel veya plug-fit, emmeli tip protezler olmak üzere ayrı gruplarda incelenebilir. Esas görevleri kişinin amputasyon sonucu kaybettiği en önemli motor fonksiyonlardan biri olan yürüyüşü normale yakın bir şekilde yeniden sağlamak olan bu protezlerde, kullanılan soketlerin özellikleri farklı olmaktadır (4,34,42,44).

### DİZ ÜSTÜ PROTEZLERİNİN KISIMLARI:

#### a- SOKET :

Plastik, ağaç, deri veya metalden yapılabilen soket, güdüğü içine alan kısımdır. Çeşitli biomekanik prensiplere göre geliştirilen soketler, esas olarak güdük hareketleri sonucu ortaya çıkan kuvvetleri karşılayarak, protezin diğer kısımlarına aktarmaktadırlar. Güdükten sokete ve soketten güdüğe doğru meydana gelen kuvvetler, birbirlerini karşıladıkları zaman, güdük ile soket uyumu tam olur, bu sayede ampute rahat ve normale yakın bir şekilde yürüyebilir.

#### I<sup>o</sup> - KONVANSİYONEL SOKETLER:

Konvansiyonel veya plug-fit protezlerde yapılan soket tipidir. Diz üstü güdük şekline uygun olarak yapılan ve enine kesiti yuvarlak olan soketlerdir. Ampute, çorap veya güdük bandajı kullanmadan sokete güdüğünü kolaylıkla yerleştirebilir.

Bu tip soketlerde ağırlık periferde adaleler tarafından karşılandığı için proksimaldeki baskının etkisiyle dolanım bozulur, distalde venöz staz, dolayısıyla ödem, skleroz ve trofik bozukluklar oluşur. Güdüğe binen yükler düzensiz bir şekilde dağıldığı için amputeyi rahatsız eder. Yumuşak dokunun devamlı yukarıya doğru itilmesi, soketin üst kısmında doku yığılmasına sebep olur. Bu durum, adalelerin normal fonksiyonlarını engelleyeceği için soket içinde kalan kısımda atrofi meydana gelir (19,34,42). güdük za-



manla konik şekil alır. Bu tip güdüklere konvansiyonel protez güdüğü denir.

Bu tip soketlerde, güdüğe binen kuvvetleri azaltmak ve güdüğün protezden çıkmasını engellemek yani suspansiyonu gerçekleştirmek amacıyla, bel kemeri kullanılmaktadır. Çok şişman kişilerde, hamile hanımlarda, pelvis çevresinde deribozukluğu veya herhangi bir deformite olduğu durumlarda, omuz askılı suspansiyon bandı kullanılabilir.(I,34,35).

### 2°- TOTAL TEMASI OLMAYAN SOKETLER :

Teması tam olmayan soketlerin alt ucu ile güdük distali arasında 5 cm. kadar boşluk vardır. Soketin diğer kısımları güdük ile tam temasdadır. Soketin alt kısmında bulunan bir delik vasıtasıyla soket ve güdük havalanmaktadır. Suspansiyonu, yardımcı bir band, pelvik kemer veya omuz askısı ile sağlanan bu tip soketlerin en önemli sakıncası, güdük distalindeki boşluk nedeniyle ödemin ve dolayısıyla ülserasyonların gelişmesidir. Konvansiyonel soketlerde olduğu gibi ilave suspansiyon bantlarının kullanılması da emmeli soketlere göre bir diğer sakıncasıdır (34, 35,42,43,44).

### 3°- EMMELİ SOKETLER :

1930 larda Oesterle total teması olmayan soketlere, sadece dışarı olmak üzere tek çıkışlı bir supab takarak suspansiyonu sağlamıştır (43). Distalde güdük ile soket arasında bulunan boşlukta meydana gelen negatif basınç, yürüyüşün sallanma fazında protezin güdükten çıkmasını engellemektedir. Bu tip soketlerde, güdük ile soket uyumu distal kısım dışında tam olmalıdır. Soket bandaj veya çorap ile proteze yerleştirilebilir.

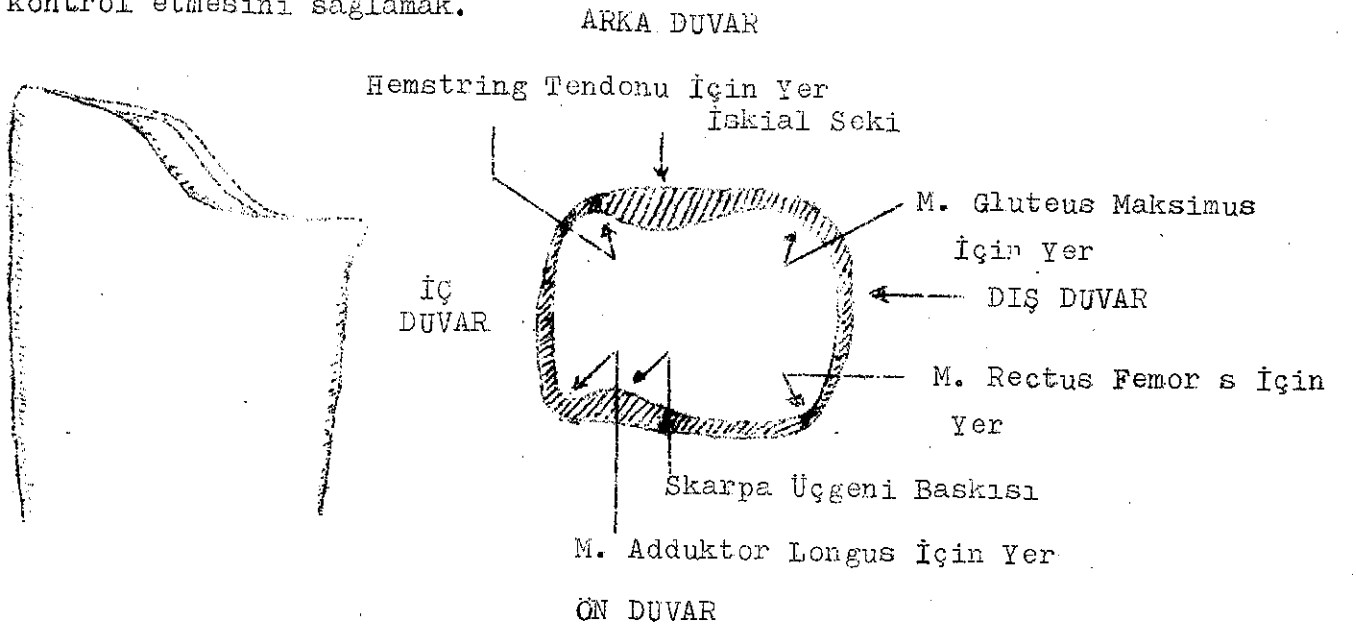
Güdük hacminde meydana gelen değişiklikler suspansiyonu etkilemektedir. Hacimde artma olursa, ampute, güdüğünü sokete yerleştirmekte güçlük çeker. Azalma olursa, soketin üst duvarlarından hava girerek suspansiyonun sağlanmasını güçleştirir. Güdük distalinde boşluk olması ve emme kuvveti ödemin yerleşmesi için iyi ortam hazırlamaktadırlar. Bu nedenle 1950 lerde total temaslı soketlerin uygulanmasına başlanmıştır (43).

azaltmak amacıyla bel kemeri veya silasien band kullanılabilir (4,34,44).

#### 5<sup>o</sup>- KUADRİLATERAL SOKETLER :

Kuadrilateral soketler, güdük şeklinden oldukça farklıdır. Soketin dört duvarının özelliği, bulunduğu bölgeye göre değişiklikler göstermektedir (Şekil 4). Basınca hassas olan tendonlar, adale gövdeleri, kemikli kısımlar korunurken, soketten güdüğe binen yükler, basınca dayanıklı olan yumuşak dokulara düzenli bir şekilde dağıtılırlar. Kuadrilateral soketlerin bir diğer özelliği total temaskı olmalarıdır. Bunun avantajlarını şu şekilde sıralayabiliriz :

- I- Venöz dönüşü yardımcı olmak ve ödemi önlemek,
- II- Vücut ağırlığını daha geniş bir bölgeden karşılayabilmek,
- III-Proprioseptif duyuyu geliştirerek amputenin protezini daha iyi kontrol etmesini sağlamak.



Şekil 4 - Kuadrilateral Soketin İç ve Dış Görünüşü.

( Lower-Limb Prosthetics, New York University, ss. 198 )

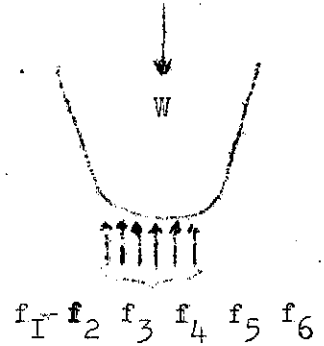
Kuadrilateral soketlerde, total temas olması nedeniyle vücut ağırlığı periferden taşınabilir, fakat binen yüklerin fazla olması amputeyi rahatsız eder. Diz üstü güdüklerinde ağırlığın distalde taşınması ağırlı olacağı için, vertikal yükler horizontal ve yük taşımaya elverişli olan bir başka yüzeyden yani Tüberositas iskii ve M. Gluteus maksimus adalesi üzerinden karşılanır (Şekil 5).

Güdük ucu horizontal ve yük taşımaya elverişli olan diz dezartikülasyonu veya bazı suprakondiler amputasyonlardan sonra, yük güdük ucunda da taşınabilir (Şekil 6).



Şekil 5

(Lower-Limb Prosthetics, New York University, ss. 200)



Şekil 6

(Lower-Limb Prosthetics, New York Uni. ss. 200)

#### TOTAL TEMASLI KUADRİLATERAL SOKETLERİN DUVARLARININ ÖZELLİKLERİ

Total temaslı kuadrilateral soketlerde vücut ağırlığı arka duvarda ischio-gluteal seki üzerinde taşınmaktadır. Vücut ağırlığı, Tüberositas iskii ve M. Gluteus maksimus tarafından karşılanmaktadır, soketin diğer duvarları da desteklik görevi görürler (34,42,44).

Kalça ekstansörlerinin çalışması anında arka duvar güdüğe destek olarak, gövdenin dik durmasına yardım eder. Güdüğün geriye doğru yaptığı itme kuvveti sayesinde, diz ekleminin fleksiyonu kontrol edilerek, denge sağlanır (4,13,34,44,45).(Şekil 5).

Yerçekimi hattı, Tüberositas iskii'nin önünden geçtiği için, pelvisi devamlı olarak öne doğru rotasyona ve iskiyal sekiden içe doğru kaymaya zorlar. Anterior duvarın, posterior duvara göre 7,5 cm. kadar yüksek

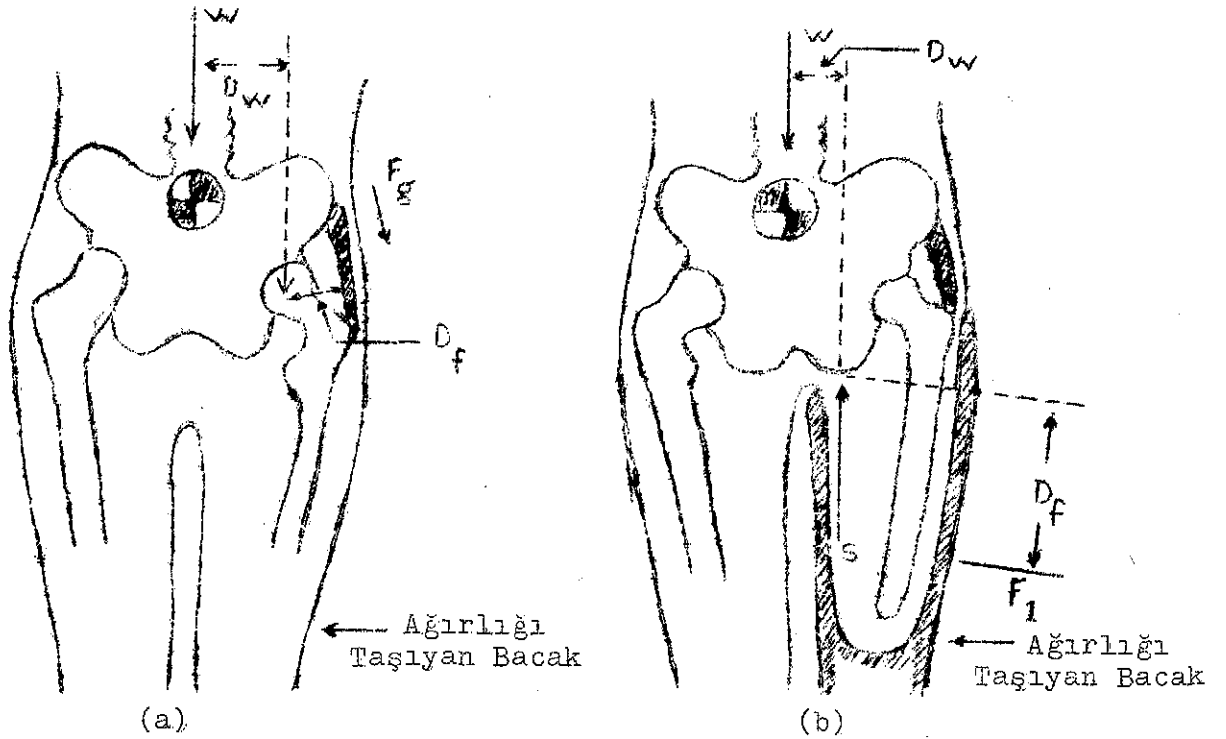
olması ve Skarpa üçgeni bölgesinde duvarın içe doğru bombeleşmesi, Tüberositas iskiinin seki üzerinde kalmasını sağlar. Ön duvarın yüksekliği normalin üstünde olursa, ampute kalça eklemleri 90 derece fleksiyonda oturduğu zaman Abdominal bölgeyi ve Spina İliaca Anterior Superior'u rahatsız eder. Bunun yanı sıra Skarpa üçgeninden yeterli baskı verilmemiş ise, pelvisde öne ve aşağı doğru rotasyon meydana gelerek, iskiium seki üzerindeki yerinden soket içine doğru kayar. Baskı fazla olursa kişiyi hem rahatsız eder hem de kalça eklemine fleksiyona zorlar. Diz ekstansiyonda iken kalça fleksiyonu yapıldığı zaman, femur ön duvarın distal kısmına dayanır. Bunu engellemek için distal ucun 1/3 alt kısmından bir miktar baskı verilir.

Ayrıca soketin arka duvarında Hemstring tendonları ile M. Gluteus maksimus ve ön duvarda M. Adduktör longus ile M. Rectus femoris'in kasılması için yeterli yer bırakılmalıdır (4,13,34,44).

Normal yürüyüşün duruş fazında, pelvis destek olmayan tarafa doğru bir miktar düşer. Bu esas olarak M. Gluteus medyus tarafından kontrol edilir. Pelvisi sallanma fazındaki bacak tarafına düşmeğe zorlayan kuvvet, vücut ağırlığı (W) ile bu kuvvetin, duruş fazındaki bacağın kalça eklem merkezine olan uzaklığının ( $D_w$ ) çarpımına eşittir. Bu kuvvetler  $W \times D_w = M_1$  olarak formül ile özetlenebilir.  $M_1$  kuvvetine karşı koyan kuvvet, duruş fazındaki bacağın M. Gluteus medyusu'nun kuvveti ( $F_g$ ) ile bu kuvvetin kalça eklemi merkezine olan uzaklığının ( $D_f$ ) çarpımına eşittir. Bu da  $F_g \times D_f = M_2$  olarak formüle edilebilir (13,36,40,42,44) (Şekil 7a).

Protezli bacak duruş fazında iken, yerden reaksiyonlar (S) iskiial sekiye isabet ederler. W vücut ağırlığı, bu (S) kuvvetlerinin bir miktar lateraline düşmekte ve pelvisi karşı tarafa doğru düşmeğe zorlamaktadır. M. Gluteus medyus, pelvisin bu hareketini engellerken femurun sabit pozisyonunda olması gerekmektedir aksi halde kalça abduksiyonu meydana

gelerek yürüyüş bozulur. Lateral duvar bir miktar adduksiyonda, anterior duvardan yüksek tutulursa ve distal 1/3 kısmından baskı verilirse femurun lateral hareketleri oldukça kısıtlanmış olur. Lateral duvara verilen pozisyon sonucu elde edilen karşıt kuvvetlerin büyüklüğü,  $W \times D_w = F_1 \times D_f$  formülünden de anlaşıldığı gibi  $D_f$  mesafesine yani, güdük boyuna göre değişmektedir (Şekil 7b). Güdük boyu kısaldıkça femurun stabilizasyonu için gerekli olan  $F_1$  kuvveti artmaktadır. Femurun bu şekilde aşağı ve içe doğru sabitlenmesi, M. Gluteus medyus'un maksimum kuvvetle fonksiyon yapması için gerekli olan  $F_1$  kuvveti artmaktadır. Femurun bu şekilde aşağı ve içe doğru sabitlenmesi, Gluteus medyus kasının maksimum kuvvetle fonksiyon yapması için en uygun pozisyon olmakta ve pelvisin dengesi de sağlanmış olmaktadır (13,40,44,45).

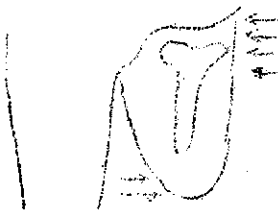


Şekil 7 - Lateral Duvarın Özellikleri  
( Lower-Limb Prosthetics, New York University, ss. 202 )

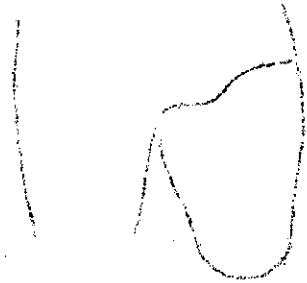
Protezli bacak sallanma fazına geçince, lateral distaldeki baskının etkisi kalkar ve güdük abduksiyona gider. Bu durumda güdüğün lateral proksimal ve medyal distalinde baskı olur. Lateral duvarın yüksek tutulmasıyla lateral proksimaldeki baskı daha geniş yüzeye dağıtılarak güdüğün abduksiyona gitmesi engellenir (Şekil 8) (44).

Güdüğün lateral distalinden verilen baskıya karşı baskı, medyal proksimalden Adduktör adalelere horizontal bir şekilde verilir. Soketin medyal proksimal kenarı, sagittal düzlemde ve iskiyal seki ile aynı seviyede veya bir miktar aşağıda olacak şekilde yapılır. Horizontal bir yüzey olmasına rağmen, İskium ve Pubis kemiklerinin ramuslarına isabet ettiği için bu kısım, binen yüklerden korunmalıdır. Bu kenar, posterior kenardan daha yüksek yapılmışsa, ampute perine bölgesinde şiddetli ağrıdan şikayet eder ve bu kısmı rahatlatmak için, abduksiyon yürüyüşü yapar.

Uzun süre konvansiyonel protez kullananlarda, protezi büyüme yaşında yapılmış kişilerde veya şişmanlamaya bağlı olarak, adduktör bölgede doku fazlalığının olması hallerinde, medyal duvar bu fazlalığı içine alacak şekilde yapılmalıdır (Şekil 9) (44).



Şekil 8



Şekil 9

b- SUSPANSİYON ÇEŞİTLERİ :

Diz üstü protezlerinin güdükten çıkmasını engelleyen suspansiyon, adalelerin izometrik kontraksiyonu veya soket içinde geliştirilen negatif basınç ile sağlanır. Her iki suspansiyon şekli birlikte kullanılabilirdiği gibi, amputenin durumuna göre Silasien band veya bel kemeri de ilave edilebilir. (4,13,34,44).

1<sup>o</sup>- İZOMETRİK KONTRAKSİYON:

Güçük boyu uygun ve osteomyoplasti uygulanmış ise, total temalı diz üstü protezlerinde suspansiyon izometrik kontraksiyon ile sağlanır. İzometrik kontraksiyon sallanma fazıyla başlayarak, sonuna kadar devam eder. Duruş fazının başında adaleler gevşeyerek bir süre için dinlenirler ve orta duruş devresiyle birlikte kalça ekstansiyonu yaparak tekrar kasılırlar. Sallanma fazı boyunca kasların izometrik kontraksiyon ile soketin duvarlarına yaptıkları basınç, suspansiyonu gerçekleştirmektedir.

İzometrik kontraksiyon yapması ve her duruş fazında adalelerini dinlendirmesi öğretilmiş ise, ampute suspansiyonu sağlayarak uzun süre yürüyebilir. Zamanla, küçük adalelerinin kuvveti ve kişinin yürüme kapasitesi artar.

2<sup>o</sup>- EMME VEYA NEGATİF BASINÇ :

İzometrik kontraksiyonun yeterli olmadığı durumlarda, proteze takılan supabın sağladığı negatif basınçtan yararlanılmaktadır. Kullanılan supabların özelliği tek çıkışlı olmalarıdır, içerideki hava dışarı atılmaktadır.

Duruş fazında soket içindeki hava, supabtan dışarı çıkar, sallanma fazında içeriye hava giremeyeceği için, küçük ile soketasında negatif basınç oluşur. Ayığın yerden kesilmesinden sonra, güdüğün protezden çıkmasını engelleyen bu negatif basınç veya emme kuvvetidir. Emme

kuvvetinin tek başına suspansiyon aracı olarak kullanıldığı durumlarda venöz dönüş yavaşlayarak, ödem, siyanoz, hematom, ülserasyonlar olmak üzere bir seri tıbbi komplikasyonlar ortaya çıkar.

Eskiden damar hastalıklarına bağlı olarak yapılan amputasyonlarda, emmeli tip protezlerin kullanılmasının sakıncalı olduğu düşüncesi yaygındı. Günümüzde total temaslı soketlerin kullanılması ve sallanma fazında izometrik kontraksiyonun yapılması, negatif basıncın sebep olduğu venöz stazi engellemektedir. Total temaslı soketlerde, duruş fazında soket ile güdük arasında meydana gelen distal basınç, sallanma fazında yapılan izometrik kontraksiyon venöz dönüşü hızlandırmaktadır (I,13,34,44,50).

Sadece izometrik kontraksiyonun ve izometrik kontraksiyon ile emme kuvvetinin birlikte kullanıldığı suspansiyon şekilleri, soket ile güdük arasında oluşan piston hareketini önledikleri gibi, zamanla güdük adalelerinin kuvvetlenmesine ve kişinin yürüme kapasitesinin artmasına yardımcı olmaktadır.

Yaşlı amputelerin total temaslı soketi giymeleri zor olacağı için, bu tip suspansiyonların yerine Silasien band ve bel kemeri de kullanılabilir. İzometrik kontraksiyon veya negatif basıncın yetersiz olduğu durumlarda da bu tip suspansiyon ilaveleri yapılabilir.

### 3<sup>o</sup> - KİSMİ NEGATİF BASINÇ VE YARDIMCI SUSPANSİYON:

Yumuşak dokunun özelliğinden dolayı soket, çorapsız giyilemeyecek ise suspansiyon, kısmi emme kuvveti ve Silasien band ile sağlanacaktır. Kısmi emme kuvveti, çorap ile giyilen total temaslı emmeli soketler ile elde edilmektedir. Sallanma fazında medrana gelen negatif basınç yarı yarıya azalmaktadır (I3,44).



#### 4° - SİLASIEN BAND :

Silasien band kumaştan yapıldığı için, gövde hareketlerini engellemektedir. Bir ucu lateral duvarın proksimaline trokanter bölgesine bağlanır, diğer ucu anterior duvarın orta hattına iskiyal seki hizasına tesbit edilir. Anterior uç, tek bağlama veya çift bağlama yöntemi ile tutturulur. Kemer kısmı Crista iliaca ile Trokanter major arasından geçerek pelvisi çevreler. Silasien band, total temaslı kuadrilateral soketlerde izometrik kontraksiyon ile sağlanan suspansiyona yardımcı olmaktadır. Emmeli ve yarı emmeli soketlerde sağlanan suspansiyonun yanı sıra, protezin rotasyonunun ve kısa, adaleleri zayıf olan güdüklerde bozuk olan lateral dengenin kontrol edilmesinde kullanılmaktadır. Dağcılık gibi sporlar ile uğraşan amputelerde, emniyet açısından, emmeli suspansiyonun yetersiz olduğunun hisseden kişilere psikolojik olarak yardımcı olması bakımından Silasien band ilave edilebilir (Şekil IO).

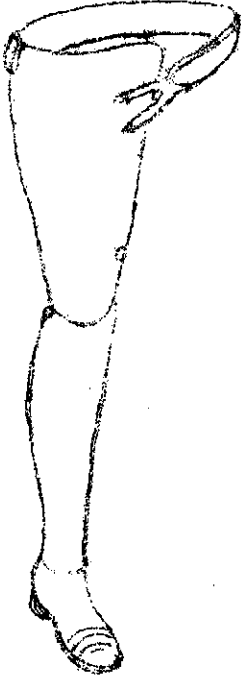
#### 5° - PELVİK KEMER :

Yarı sert deri veya metalden yapılan pelvik kemer, tek başına suspansiyon aracı olarak kullanıldığı gibi, kısmi emmeli suspansiyona yardımcı olarak da kullanılabilir. Pelvisi, Spina İliaca Anterior Superior'una içine alacak şekilde çevreleyerek, bir kalça eklemi vasıtasıyla soketin lateral üst kısmına bağlanır. Kalça eklemi Trokanter major'un bir miktar üst ve önünde yani anatomik kalça eklemi üzerinde olmalıdır (Şekil II).

Pelvik kemer protezin rotasyonunu kontrol altına aldığı gibi mediolateral dengeye de yardımcı olur. Kısa ve adaleleri zayıf olan güdüklerde, yaşlılarda suspansiyon için kullanılır, fakat piston hareketi oldukça fazla olmaktadır. Bunun yanı sıra, kalça eklem hareketlerinden özellikle abduksiyon, adduksiyon ve rotasyonu kısıtlaması, oturma pozisyonunda

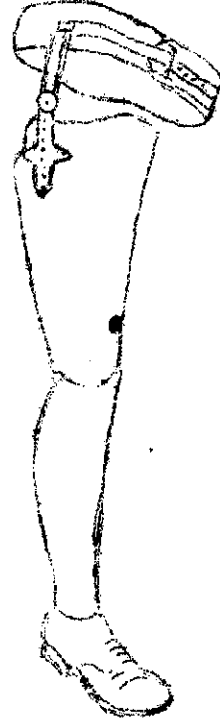
amputeeyi rahatsız etmesi, ses çıkartması, kıyafetleri yırtması gibi sakıncaları vardır. Hamile hanımlarda, çok şişman kişilerde veya pelvik kemerin temas ettiği kısımlarda skar dokusu, deri bozukluğu olduğu durumlarda kullanılamaz, yerine omuz askısı uygulanabilir.

Suspansiyonun negatif basınç veya izometrik kontraksiyon ile sağlanan protezlere göre pelvik kemer kullanılan amputelerin yürüme kapasitesi daha düşük olmaktadır. Protezin ağırlığını yarım veya bir kilogram kadar arttırması da bir diğer sakıncasıdır (4,13,34,44).



Şekil IO - Silasien Band

(Lower-Limb Prosthetics, New York Uni.  
ss. I75 )



Şekil II - Pelvik Kemer

(Lower-Limb Prosthetics, New York  
University, ss. I75)

c- DİZ EKLEM KISMI:

Günümüzde genellikle kullanılan diz eklem kısmı, plâstik veya tahtadan diz bloğu ve bu bloğun içinde bulunan diz eklem eksenini, firiksion cihazı, ekstansör durdurucu, ekstansör yardımcından ibarettir. Diz bloğunun üst kısmı, soketin alt ucuna tutturulur. Bloğun alt kısmı metal bağlar ile baldır kısmına bağlanır. Diz eksenini horizontaldır ve bu eksen çevresinde fleksiyon ve ekstansiyon hareketleri olur. Firiksion cihazı bu hareketlerin kontrollu ve normale yakın bir şekilde olmasını sağlarken, ekstansör durdurucu, diz ekleminde 180 derecenin üstündeki ekstansiyonu engeller.

Diz eklem parçası, duruş fazının başında ve orta duruş devresinde dengeyi sağlarken, duruş fazının sonunda, sallanma fazı boyunca ve çeşitli aktivitelerde, diz ekleminde fleksiyon hareketine müsaade eder.

Protez üzerine ağırlık binince, dengeyi üç ayrı şekilde ,

i- Topuk vuruşu ve orta duruş devrelerinde güdük, M. Gluteus maximus'u devamlı aktif tutarak,

ii- Protez ayarı, diz eklem eksenini yerçekimi hattının arkasında kalacak şekilde (0-18 mm.) yapılarak,

iii- Diz eklemi kilitli kullanılarak sağlanır.

Diz ekleminde dengenin adale gücü ile sağlanması oldukça yorucudur ve diz eklemının yerinin mekanik olarak ayarlanması da denge için yeterli değildir. Bu nedenle, her iki durumun birlikte kullanılmasıyla, protezin diz ekleminde denge, omniyetli bir şekilde sağlanabilir.

Ampute yaşlı ise veya fazla kilolu ve tarlada, ağır işde çalışıyorsa, diz ekleminde dengenin mekanik olarak sağlanması güç olur. Bu nedenle, diz dengesinin otomatik olarak elde etmek için, diz eklemi kilidi kullanılır. Amputenin kullandığı eski protezinde diz eklemi kilitli ve

dengeyi mekanik olarak adale gücü ile sağlayabilecek özellikte ise de, alışkanlığa bağlı olarak diz eklemine kilitli kullanmaya yönelebilir(13, 44).

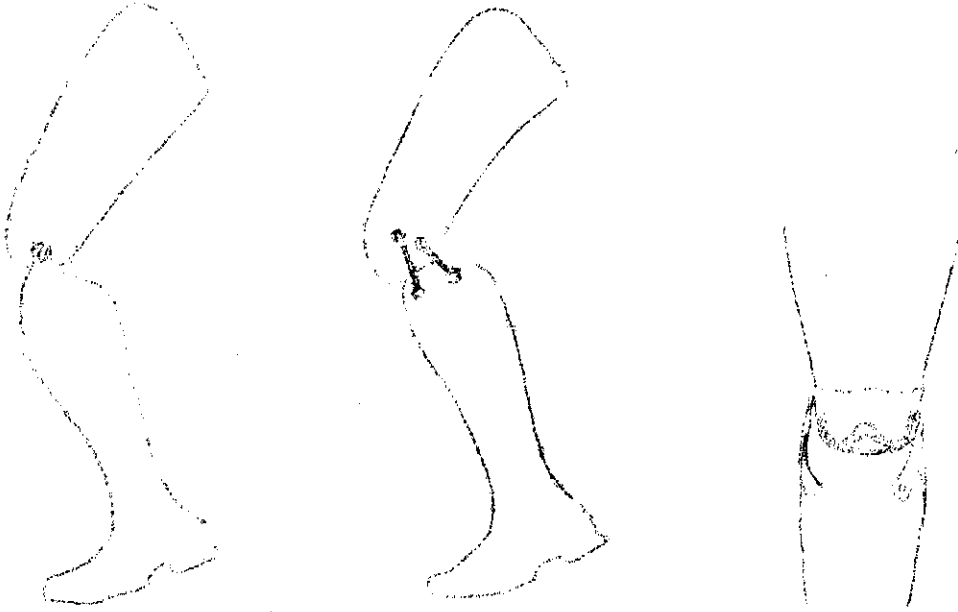
Prostetik diz eklemi hareketleri mümkün olduğu kadar normale benzemeli ve yürürken amputenin postüründe bozukluklar göze çarpmamalıdır.

Prostetik diz eklemi, amputenin vücut ağırlığını senelerce taşıyabilecek kadar dayanıklı, hafif olmalıdır. Transvers eksen üzerinde baldır kısmı, rahatlıkla fleksiyon ve ekstansiyon yapabilmeli ve dolayısıyla güdüğe yürüme anında çok fazla enerji sarfettirmemelidir. Prostetik dizin dış görünüşü estetik yönden uygun ve genişliği sağlam diz ekleminkinden pek farklı olmamalıdır (13).

#### I<sup>o</sup>- DİZ EKLEMİ EKSENLERİ :

Genellikle kullanılan tek eksenli diz eklemine bir tek eksen çevresinde fleksiyon ve ekstansiyon hareketleri meydana gelmektedir. Bu tip eklemlerde firiksiyon cihazı ve ekstansör yardımcı, baldır kısmının hareketlerini kontrol altında tutarlar. Diz eklemineki denge, aktif adale gücü ve prostetik ayar ile sağlanmaktadır (4,13,44,46). Bu tiplerin avantajı, basit ucuz, ses çıkarmayan ve hareketli parçası az olan eklemler olmalarıdır (Şekil I2a).

Çok eksenli dizlerde, bacak ve diz bloğu birbirlerine dört ayrı bar ile bağlanmışlardır ve hareketler birden çok eksen üzerinde olmaktadır (Şekil I2b). İlk olarak denenen çok eksenli dizlerde daha çok anatomik yapı gözönünde tutulmuştur. Kondiler diz tipinde, kondil şeklindeki yüzey iki destek noktası üzerinde kayma ve rotasyon hareketlerini yapmaktadır. Stride diz tipinde, uyluk parçası, baldır kısmına deri bağlar ile tutturulmuştur. Bu nedenle fleksiyon ve ekstansiyon anında bir miktar rotasyon hareketi de olmaktadır (42,44) (Şekil I2c).



Şekil I2 - (a)Tek Eksenli, (b)Çok Eksenli  
(Lower-Limb Prosthetics, New York  
Universitesi, ss.177-178)

Şekil I2c - Stride Diz Tipi  
(Murdoch, G. Prosthetic and  
Orthotic Practice, ss.232)

Diz üstü protezlerinde kullanılan eklem tiplerinde, anatomik diz ekleminde olan 15 derecelik rotasyon hareketinin olmaması, ekleme binen kuvvetlerin büyük bir kısmının dağıtılamamasına sebep olmaktadır. Bu kuvvetler direkt olarak kalça ve Sakroiliak İliak eklemlere etki ederler ve eklemlerde dejeneratif değişikliklere sebep olurlar (41). Bu duruma engel olmak amacıyla anatomik yapıya en uygun kondüler diz eklemleri yapılmıştır, fakat istenen sonuçlar elde edilememiştir (46).

Çok eksenli diz eklemlerinin tek avantajı, dengeyi çok iyi bir şekilde sağlamalarıdır. Bu nedenle, çok kısa diz üstü amputelerde veya bilateral amputelerde tek eksenli dizlere oranla daha çok tercih edilmektedirler (44,46).

## 2° - Diz EKLEMİ KONTROLU :

Sallanma fazı boyunca diz eklemi ve dolayısıyla baldır kısmının hareketlerinin kontrolü ve duruş fazında denge mekanik firiksiyon cihazları veya hidrolik ve pnömatik sistemler ile sağlanmaktadır.

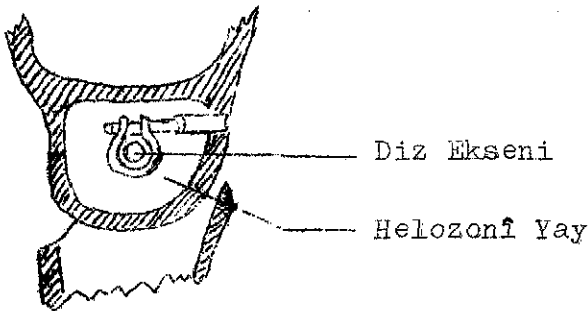
Firiksiyon mekanizması, eksen çevresindeki hareketi azaltarak, aşırı topuk kalkışı ve sallanma fazının hızla sonlanmasını engeller. Mekanik olarak sağlanan firiksiyonun şu şekilleri vardır :

- 1- Sabit firiksiyon
- ii- Firiksiyon kilitli sabit firiksiyon
- iii- Değişken firiksiyon
- iv- Firiksiyon kilitli sabit firiksiyon.

1- Sabit firiksiyon :

Diz firiksiyon tiplerinden en çok kullanılan sabit firiksiyon cihazıdır. Bu tip firiksiyonun kullanıldığı eklem, konvansiyonel tek eksenli diz de denir. Firiksiyon, sallanma fazı boyunca sabit olmaktadır. Ekseni saran helozonî yayın sıkılması firiksiyonu arttırır, gevşetilmesi azaltır (Şekil I3). Duruş fazında denge, aktif adale kuvveti ve diz ekseninin yerçekimi hattının arkasından geçmesi ile sağlanır.

Sabit firiksiyonlu diz eklemlerinin avantajları, basit, ucuz, hafif olmaları, fazla ses çıkartmamaları ve ayarlarının kolaylıkla yapılabilmesidir. Bu tip firiksiyonlu eklemlerin en önemli sakıncası, hızlı yürümeye uyum yapamamalarıdır. Hız arttıkça, topuk kalkış miktarı artar, sallanma fazı diğer bacağına göre daha uzun sürer ve sallanma fazı sonunda diz ekstansiyonu hızlı olur (42,44,46).



Şekil I3 - Sabit Firiksiyon Cihazı

( Lower-Limb Prosthetics, New York University, ss.179 )

11- Firiksiyon kilitli sabit firiksiyon :

Duruş fazında üzerine ağırlık binince çalışmaya başlayan bir kilit mekanizması ile denge sağlanır. Sallanma fazı boyunca hareketler, sabit firiksiyon ile kontrol edilir. Diz eklemi 15-20 derece fleksiyonda iken protez üzerine yük bindiğinde, firiksiyon çalışmaya başlar ve diz eklemi daha fazla fleksiyona veya ekstansiyona gitmesini otomatik olarak engeller (44,46).

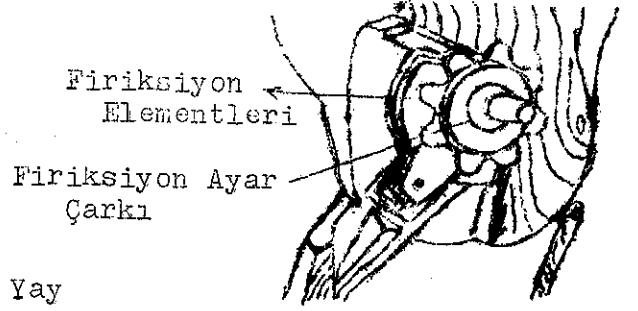
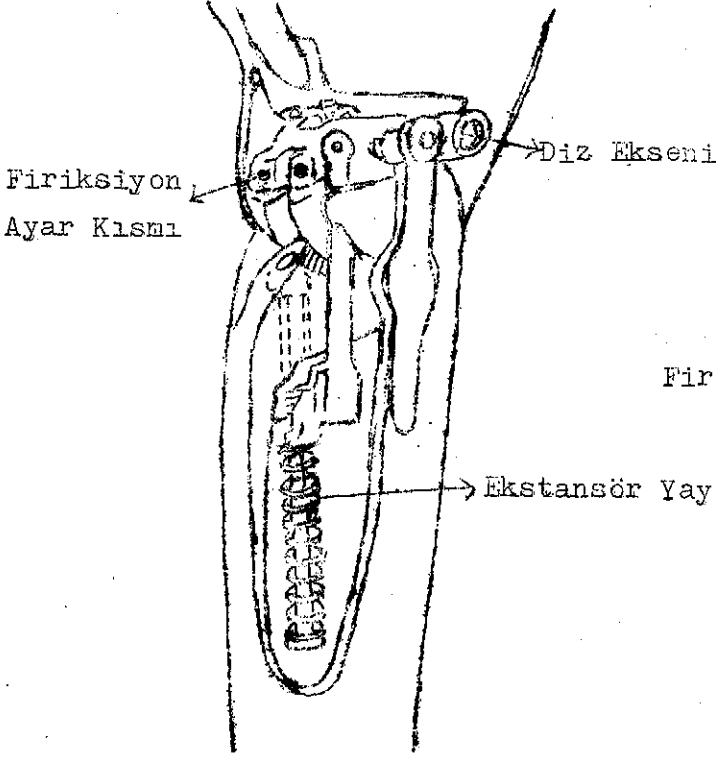
Otto-Bock Safety Knee'de bu tip firiksiyon kullanılmaktadır (şekil 14). Diz bloğunun alt kısmı ve baldırın üst kısmı arasında birbirinden sallanma fazı boyunca bir yay ile ayrılan karşılıklı iki yüzey vardır. Protez üzerine yük binince, yayın boyu kısalır, iki yüzey birbiri ile sıkıca temas eder ve diz eklemi hareketleri engellenmiş olur.

Bu diz tipinde denge, çok iyi bir şekilde sağlanır. Denge esas olarak mekanizmanın ayarına ve amputenin kuvvet ve koordinasyonuna bağlı olmaktadır. Zayıf ve yaşlı amputelede, dengenin dizde rahatlıkla sağlanması gereken durumlarda kullanılır.

Sabit firiksiyon ile karşılaştırılırsa, kilit mekanizmasından dolayı merdiven veya yokuş inip-çıkarken güçlük çekilmesi, mekanizmanın parçalarının çok ve ağır olması, ses çıkartması gibi sakıncaları ortaya çıkar (42,44,46).

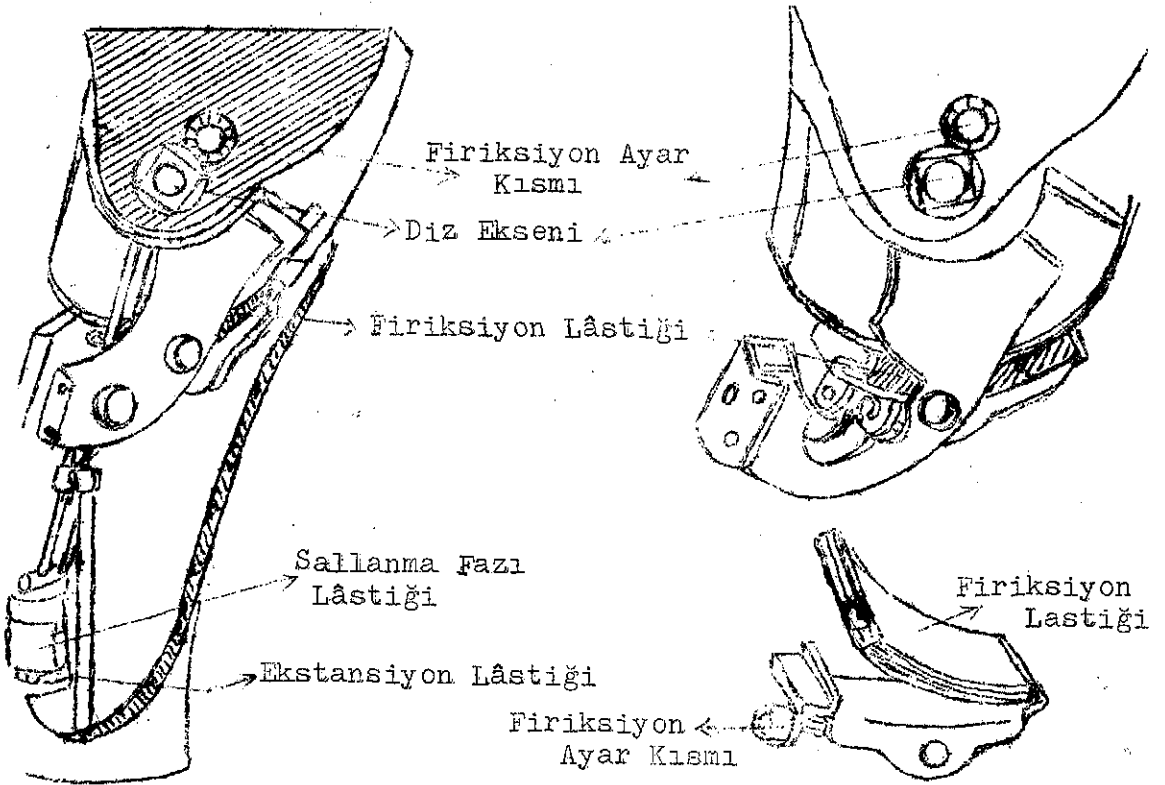
111- Değişken firiksiyon :

Değişken firiksiyonda amaç, sallanma fazı boyunca baldır kısmının hareketlerini, farklı firiksiyon dereceleri ile kontrol altına almaktır. Bu şekilde sağlanan firiksiyonda, sallanma fazının başında ve sonunda artma, ortasında azalma olmaktadır. Bu tip cihazda firiksiyon, genellikle, metal disklerden oluşan firiksiyon yüzeylerinin, baldır kısmının hareketi ile uyumlu olarak diz eklem ekseninde dönmeleri ile sağlanır.



Şekil 15 - Değişken Firiksiyon  
(Lower-Limb Prosthetics, New York University, ss. 179 )

Şekil 14 - Firiksiyon Kilitli Sabit Firiksiyon  
(Lower-Limb Prosthetics, New York University ss. 180)



Şekil 16 - Firiksiyon Kilitli Değişken Firiksiyon  
(Lower-Limb Prosthetics, New York University, Course 74I, ss. 194)



Bu firiksiyon diskleri ile bağlantılı olan firiksiyon ayar çarkının saat kadranının aksi yönünde dönmesi firiksiyonun azalmasına ve saat kadranı yönünde dönmesi firiksiyonun artmasına sebep olmaktadır (Şekil 15).

Bu tip firiksiyon cihazının kullanıldığı protezlerde, baldır kısmı, fleksiyon, ekstansiyon hareketlerini kontrollu bir şekilde yapar. Hızlı yürürken topuğun yerden kalkış miktarı ve dizin aniden ekstansiyona gitmesi azalır, kişinin normale yakın bir yürüyüşü olur (13).

iv- Firiksiyon kilitli değişken firiksiyon :

Firiksiyon kilitli değişken firiksiyon cihazı, diz ekleminde sallanma fazı boyunca değişik derecelerde firiksiyon sağlarken, duruş fazında, diz ekstansiyon veya fleksiyonda iken üzerine ağırlık binince kilitlenir. Firiksiyon bacağın üst kısmındaki yuvaya yerleştirilen firiksiyon balatası ile sağlanmaktadır. Sallanma fazı sonunda firiksiyonun maksimuma ulaşmasının nedeni diz bloğunun son kısmının şeklinden ileri gelmektedir. Duruş fazında d nge, firiksiyon kilitli sabit firiksiyonda olduğu gibi sağlanmaktadır (13,44) (Şekil 16).

Değişken firiksiyonun amacı, sallanma fazının tabii görünümde olması ve duruş fazında dengenin rahat sağlanmasıdır. Amputeye normale yakın bir yürüyüş sağlayan bu tipin de ses çıkartması ve ağır olması gibi sakıncaları vardır (44).

Firiksiyon mekanizması karmaşıklaştıkça, cihazların bozulma şansları daha da artmaktadır. Bu nedenle günümüzde sıklıkla kullanılan daha basit ve ucuza imal edilebilen ve tamiri oldukça kolay olan sabit firiksiyonlu diz eklemleridir (46).

Yürürken diz eklemi devamlı kilitli kullanılan dizler ile denge çok iyi bir şekilde sağlanır. Kilit kolu, yukarıya doğru çekilip yuvasına yerleştirilirse diz serbestleşir ve fleksiyona getirilebilir. Dizin ekstansiyona gelmesi gereken durumlarda önreğin, oturma pozisyonundan ayak kalkarken, kilit kolu otomatik olarak aşağı iner ve diz ekstansiyonda kilitlenir. Kilit kolu, topuk teması sırasında aşağı doğru itilirse, diz eklemi serbestleşir ve hareketleri sabit fleksiyon ile kontrol edilir.

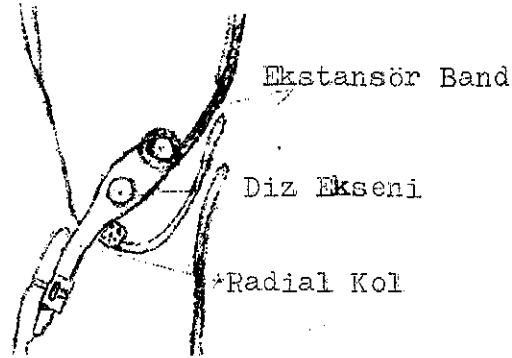
Bu diz çeşidi maksimum derecede denge sağladığı için, genellikle yaşlılarda ve engembeli yollarda yürümek zorunda kalan kişilerde kullanılmaktadır. Diz eklemünde fleksiyon hareketi olmadığı için, ampute yürürken daha fazla yorulur. Yürürken ayak burnunun yere sürtünmemesi için bir takım kompanse edici hareketler yapar ve yürüyüş şekli bozulur (13,42,44,46).

### 3<sup>o</sup> - EKSTANSÖR YARDIMCILAR :

Sallanma fazının başında topuk kalkışını ve bacağın akselerasyonunu kontrol altında tutan ekstansör yardımcılar kullanılır. Genellikle kullanılan ekstansör yardımcılar, ekstansör band ve maniveladır.

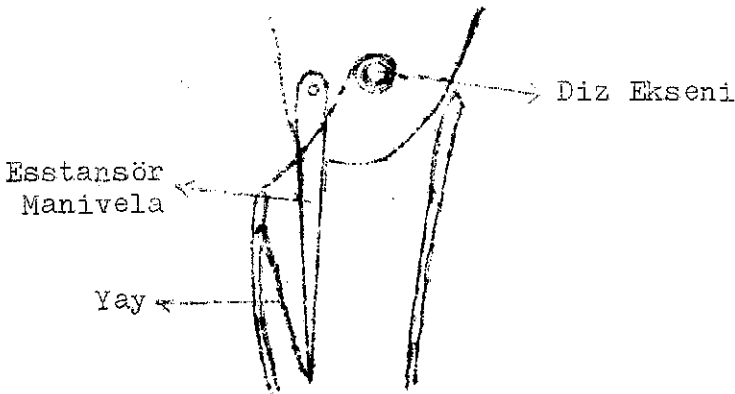
Ekstansör bandın üst ucu, soketin üst kısmına veya bel kemerine bağlanır, diz eklemının önüne rastlayan kısım elâstik yapıdadır. Ekstansör bandın alt ucu da eklem ekseninin önünde radial kolun üst ucuna bağlanır. Radial kolun üst ucu eklem eksenine, alt ucu baldır kısmının posterior proksimaline tesbit edilmiştir. Diz fleksiyona gelince, elâstik kısım gerilir ve topuk kalkışını kontrol altına alır, sallanma fazının başında bacağın hareketini başlatan kuvveti açığa çıkarır ve akselerasyon fazını kontrol altına alır (13,44) (Şekil 17).

Bir diğ er tip ekstansör yardımcı, ekstansör maniveladır. Bu manive-  
lanın üst ucu, diz eklem ekseninin arkasında olacak şekilde diz bloğuna  
bağlanır. Manivelanın alt ucu, baldır kısmının posteroproksimaline bağla-  
nan yayın alt ucu ile birleştirilir (Şekil 18). Oturma pozisyonunda dizi  
fleksiyonda tutması, protezin içinde olması, ekstansör band gibi dışarı-  
dan görülmemesi avantajlarıdır. Yürürken devamlı ses çıkartması ve prote-  
zin içinde olması nedeniyle tamirinin güç olması sakıncalarıdır (13,44).



Şekil 17 - Ekstansör Band

(Lower-Limb Prosthetics, New York University,  
ss. 182)



Şekil 18 - Ekstansör Manivela

(Lower-Limb Prosthetics, New York University  
ss. 182)

d- BALDIR KISMI:

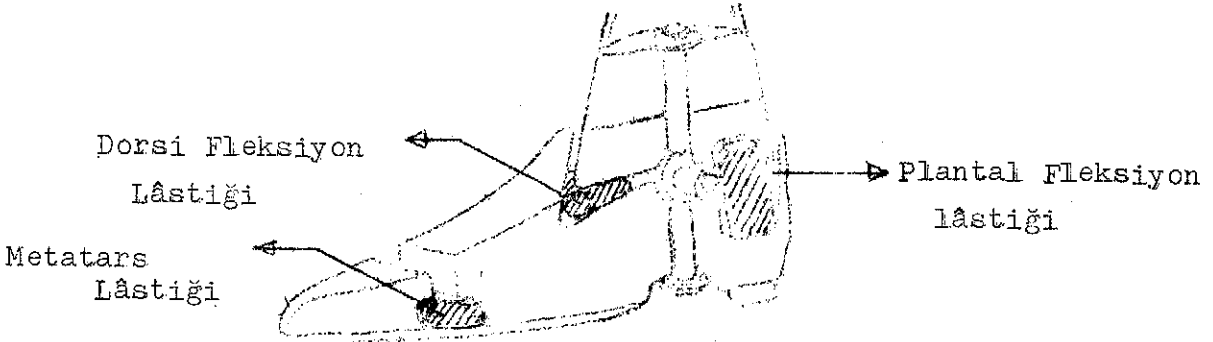
Diz üstü protezlerinde, diz parçası ile ayak ve ayak bileği parçasını birleştiren baldır kısmıdır. Genellikle tahtadan yapılarak üzeri plastik ile kaplanır. Moduler Pilon tip protezlerde ise baldır kısmı, metal bir tüp ve üzerini kaplayan bacak şekli verilmiş süngerden ibarettir.

e- AYAK VE AYAK BİLEĞİ KISMI:

Diz altı ve diz üstü protezlerinde tek eksenli, çok eksenli ayak bileği ve SACH (Solid ankle-cushion heel) ayak kullanılır. Günümüzde genellikle tek eksenli konvansiyonel tip veya SACH ayaklar tercih edilmektedir (11,24).

1<sup>o</sup>- Tek eksenli ayak bileği :

Tek eksenli ayak bileğinde, transvers ekseninde plantar fleksiyon ve dorsi fleksiyon olur. Hareketler, ayak bileği ekseninin önünde ve arkasında bulunan lastikler ile sınırlanmıştır. Ayak plantar fleksiyona giderken, arka lastik yani plantar fleksiyon lastiği ezilir ve hareketin kontrollü bir şekilde olmasını sağlar. Başka bir deyişle, plantar fleksiyon lastiği normal ayağın dorsi fleksörlerinin gördüğü işi üstlenmektedir. Konvansiyonel ayaklarda 15 derecelik plantar fleksiyon meydana gelir. Dorsi fleksiyon lastiği, ayağın kontrollü bir şekilde dorsi fleksiyona gitmesini sağlar. Tek eksenli konvansiyonel ayak bileği unitinde, dorsi fleksiyon hareketi 5 derecenin üstüne çıkmaz. Yürümenin itme fazının gerçekleşebilmesi için, ayağın 1/3 ön kısmına metatars lastiğinin koyulması gerekir (Şekil 19).



Şekil 19 - Tek Eksenli Ayak-Ayak Bileği Kısmı

(Lower-Limb Prosthetics, New York University, ss. 122)

Dik duruşta yerçekimi hattı ayak bileği ekseninin önüne düşmektedir. Bu durumda plantar fleksörler aktifleşerek vücudun öne doğru yuvarlanmasını engellerler.

Konvansiyonel ayaklarda bu görevi, dorsi fleksiyon lastiği yerine getirir (6,11,44).

Amputenin normale yakın bir tarzda yürüyebilmesi için, bu lastiğin yüksekliğinin biomekanik prensiplere uygun olarak ayarlanması gerekir (6).

Dorsi fleksiyon lastiği yetersiz olursa, ayak dorsi fleksiyonda durur, baldır kısmı fazlaca öne eğilmiş olarak durur. Baldır kısmı ile birlikte bütün vücut öne doğru eğilirse, yerçekimi hattı vücudundestek yüzeyinin dışına çıkar ve amputenin dengesi bozulur. Düşmemek için ampute gövdesini geriye doğru iter, yerçekimi hattını geriye doğru düşerek diz ekseninin arkasından geçer. Ampute diz eklemine meydana gelen ni fleksiyonu engellemek için kalça ekstansörlerini devamlı aktif tutarak, güdüğünü oketin arka duvarına bastırır. Bu pozisyonda uzun süre durmak oldukça güçtür, özellikle çift taraflı amputeler için yorucu ve zordur.

Ön lastik çok yüksek ise, ayak plantar fleksiyonda durur ve vücut ağırlığı daha çok ayağın ön kısmında kaşınır. Bu durumda ampute ayakta dururken dengesini diğer acağı ile sağlayabilir. Ön lastiğin yüksek olmasının sakıncaları, yürürken ortaya çıkar. Duruş fazında, kişi kendini, yokuş çıkıyormuş gibi hisseder ve sallanma fazında ayak burnu yere sürtünür. Çift taraflı amputelerde, destek yüzeyi küçüleceği için ayakta dururken anteroposterior dengenin sağlanması oldukça güçleşir. Ampute topuklarına basarak dengesini bulmaya çalışırken, yerçekimi hattının geriye düşmemesi için gövdesini öne doğru eğip ve dizlerini hiperekstansiyonda tutar.

Ön lastiğe oranla daha az yük bineceği için arka lastik daha uzun ve esnektir. Esnekliği amputenin kilosuna ve yürüme şekline göre değiştirilebilir. Eğer çok yumuşak olursa, topuk vuruşunda, ayakta hızla plantar fleksiyon oluşur. Çok sert olması halinde ise, vücut ağırlığı öne doğru aktarılırken ayak tabanı aniden yere basar.

Konvansiyonel ayaklarda lateral hareketler yoktur. Ayağın, longitudinal eksenine göre bir miktar eksternal rotasyonda yerleştirmesi, ayakkabı tabanının yer ile

am temas etmesini ve dengeyi sağlar. Bu rotasyon verilmezse, ampute ayağının dış kenarına basarak yürür ve lateral denge bozulur. Sonuç olarak ampute, duruş fazında prozezli tarafa gövdesini eğerek yürür (6).

Ayak bileğindeki plantar ve dorsi fleksiyonlar nedeni ile, konvansiyonel ayak kullanılan protezler ile yokuş inip-çıkma kolay olur. Bununla beraber istenen özelliklerde lastiklerin yapılmasının güçlüğü ve zamanla aşınmaları gibi sakıncaları vardır (44).

### 2°- Çok eksenli ayak bileği eklemi :

Bu tip eklemlerde, plantar ve dorsi fleksiyon ile birlikte medyo lateral hareketler vardır. Bu eklemler, ayağın engebeli araziye uyum göstermesini kolaylaştırır. Yürüme anında ortaya çıkan birtakım kuvvetleri yendikleri için, soket ile güdük arasında oluşan kuvvetlerin azalmasına sebep olurlar. Diğer ayak tiplerine göre sakıncaları, daha ağır ve sesli olmalarıdır. Bu tip eklem çeşitleri, dengenin sağlanmasının da önemli olduğu durumlarda kullanılmamalıdır (11,13,44).

### 3°- SACH Ayak :

Daha kullanışlı olması bakımından, günümüzde tercih edilen ayak tipi SACH ayaklardır. SACH ayağın kelime anlamı Solid ankle-cushion heel yani hareketsiz ayak bileği ve yumuşak topuk'tur. SACH ayağın tahtadan gövdesi, ayağın, içinde veya dışın olabilir, içinde olanların üzeri plastik ile kaplıdır. Gövdenin altında, tabana doğru kalın bir lastik uzanır, balata adı verilen bu kısım ayağın sağlamlığını arttırmaktadır. Gövde bir vida ile baldır kısmına tesbit edilebilir. SACH ayağın en önemli özelliği topuk kısmının esnek olmasıdır (13,44) (Şekil 20).

Yürüyüşün topuk teması devresinde topuk lastiği 6-8 mm kadar esneyerek, ayağa miktar plantar fleksiyon yaptırır, bu arada baldır kısmı öne doğru gelerek ayak tabanı yer ile temas eder. Duruş fazının ilk devresi bu şekilde tamamlandıktan sonra duruş fazında vücut ağırlığı topuk ile tabana eşik olarak dağılır. İtme fazında ayağın gövdesi desteklik görevi görür. SACH ayaktaki parmak freni normalde ayağın ön kısmında olmalıdır. Bu kısım fazla arkada olursa, yani gövde kısa olursa,

topuğun kalkmasından sonra vücut ağırlığı hızla öne kayacağı için, erken diz fleksi-  
yonu oluşur.



Şekil 20 - SACH Ayak

(Lower-Limb Prosthetics, New York University, ss. 123)

SACH ayağın parmak freni, metatars lastiğine göre daha geridedir. Bu nedenle SACH ayak kullanılan protezlerde, konvensiyonellere göre daha kolay diz fleksiyonu olacak ve dolayısıyla yürürken, özellikle yokuş yukarı çıkarken ampute daha az yorulacaktır.

Parmak freninin normalden daha önde olması, diz fleksiyonunun gecikmesine ve amputenin yorulmasına sebep olmaktadır (11,44).

SACH ayağın topuk yumuşaklığı, amputenin vücut ağırlığına ve amputasyon seviyesine göre değişmektedir (Tablo I).

TABLO I- Topuk sertliği

Amputasyon tipi	Vücut ağırlığı	Gerekli olan sertlik
Diz üstü	90 kg. üstü	Sert
	90 kg. altı	Orta
Diz altı	70 kg. üstü	Sert
	70 kg. altı	Orta

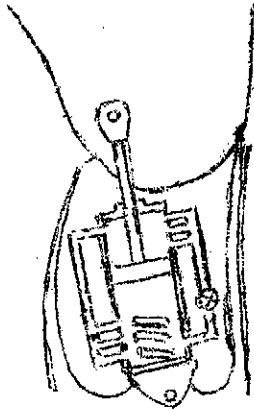
(Murdoch, G., Prosthetic and Orthotic Practice, ss. 100. )

6-DİĞER DİZ EKLEM ÇEŞİTLERİ :

a- HİDROLİK DİZ EKLEMLERİ :

Son 15 yıldır uygulaması yapılan hidrolik diz eklemlerinin bütün çeşitleri her tip soket, ayak ve suspansiyon sistemleri ile kullanılabilir. Hidrolik diz eklemlerinde genellikle sıvı olarak kullanılan yağ, bir piston ile silindirin bir tarafından diğer tarafına pompalanmaktadır (Şekil 2I) Hidrolik mekanizmanın sağladığı kontrol, kullanılan yağın tipine ve akış hızına, kanalların uzunluğuna, çaplarının dar ve iç yüzeylerinin pürüzlü olmasına bağlı olarak değişmektedir.

Sallanma fazının başında diz ekstansiyonu ile birlikte, silindirin tabanında duran piston yavaş yavaş yukarı doğru çıkmaya başlar, Pistonun üst kısmında kalan sıvı sıkışacağı için, silindirin arkasında bulunan tek çıkışlı valf açılır ve kanallar yoluyla silindirin altına sıvı dolmaya başlar. Altındaki sıvının basıncının artması, pistonun yukarıya doğru yükselmesini de arttırarak, daha fazla sıvının kanallardan aşağı doğru akmasını sağlar. Sallanma fazının sonunda diz tam ekstansiyonda iken, piston kısa bir süre için silindirin üst kısmında kalır. Alt kısımdaki sıvı basıncının, silindirin önünde bulunan tek çıkışlı valfi açabilecek seviyeye yükselmesiyle birlikte, sıvı pistonun üst kısmına dolmaya başlayarak pistonu aşağı doğru iter ve böylece diz fleksiyonu kontrollu bir şekilde gerçekleşir.



Şekil 2I - Ekstansör Yardımcılı Hidrolik Sallanma Fazi Kontrol Ünitisi.

( Murdoch, G., Prosthetic and Orthotic Practice, ss. 243 )



Mekanik firiksiyon, sallanma fazı boyunca sabit kalan maksimum bir rezistans sağlamaktadır. Hidrolik sistemlerde ise, firiksiyon, hareketin başında, az olmakla beraber bacağın salınım hızının artmasıyla orantılı olarak yükselmektedir. Hızlı yürüme anında, firiksiyonu mekanik olarak sağlanan protezlerde görülen düzensiz topuk kalkışı, adım eşitsizliği, sallanma fazının hızla sonlanması gibi durumlar, hidrolik diz eklemi kullanılan protezlerde görülmemektedir. Sistem otomatik olarak yürüyüş hızına göre firiksiyon miktarını ayarlayarak, normale yakın ve emniyetli bir yürüyüş şekli sağlamaktadır. Mekanik firiksiyon sistemlerine göre protezin ağırlığını arttırmaları, daha sık bozulmaları ve tamirinin güç olması sakıncalı taraflarıdır.

Günümüzde Hydro-cadence, Dupaco, Henschke-Mauch hidrolik sistemleri kullanılmaktadır. (42,44,46).

#### HYDRO-CADENCE HİDROLİK SİSTEMİ :

Hydro-cadence kontrol sistemi tek eksenli diz eklemi, kozmetik kaplaması ve ayaktan ibarettir. Diz ve ayak bileği bir hidrolik mekanizma sayesinde birbiri ile uyumlu olarak çalışmaktadır. Sallanma fazında sağlanan firiksiyon, yürüme hızına göre otomatik olarak değişmektedir. Bu durum normale en uygun hale gelene kadar firiksiyon ayar kısmından ayarlanabilir.

Sallanma fazının başında, amputenin kalçasını fleksiyona getirmesi sonucu dizde ki fleksiyon 20 dereceye ulaşırken hidrolik etki, ayak bileğinde dorsi fleksiyon meydana getirir. Akselerasyon devresinde firiksiyon miktarı azdır, sallanma fazının son yarısında artarak, bacağın deselerasyonunun normale yakın bir şekilde olmasını sağlamaktadır. Topuk vuruşu devresinde ayak bileğinde meydana gelen plantal fleksiyon diz stabilitesinin kontrolünde yardımcı olur.

Hydro-cadence ünitlerinde diz eklemindeki fleksiyon 20 dereceye ulaşmadığı sürece diz eklemine otomatik olarak ekstansiyon hareketi oluşur. Bu durum kısa adımlarla yürürken, amputenin her adımda kalça ekstansiyonu yapma zorunluluğunu ortadan kaldırır.

#### DUPACO HİDROLİK SİSTEMİ :

Bu sistem, kek eksenli diz eklemi ve hidrolik silindir mekanizmasından oluşur. Bacak tam fleksiyona veya tam ekstansiyona giderken firiksiyonda artma görülür. Bu durum, sallanma fazının başında aşırı topuk kalkışını engellediği gibi, fazın sonunda diz eklemine ekstansiyonun kontrollu bir şekilde olmasını sağlamaktadır.

#### HENSCHKE-MAUCH HİDROLİK SİSTEMİ :

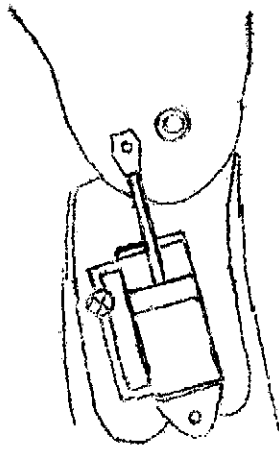
Bu sistem, sallanma ve duruş fazı kontrolü, sadece sallanma fazı kontrolü ve diz eklemi kilitli olmak üzere üç ayrı şekilde çalışabilir. Sallanma fazı ile başlayan firiksiyon, akselerasyon hızını kontrol etmekte ve aşırı topuk kalkışını önlemektedir. Duruş fazı boyunca kalça eklemine ekstansiyon hareketi olmadığı sürece, diz eklemine aniden fleksiyona gelmemesi ve diz eklemi bir miktar fleksiyonda iken firiksiyon sayesinde üzerine ağırlık verilebilmesi avantajlarıdır. Diz eklemine bu özellikleri, normale daha yakın bir yürüyüş ve merdiven inerken daha emniyetli olmayı sağlamaktadır.

Ampute Henschke-Mauch hidrolik diz eklemi ile yürürken duruş fazında protezine rahatlıkla ağırlık verebilir ve bir kaç saniye süre ile kalça hiperekstansiyonu yaparak, diz eklemine fleksiyon hareketini başlatır. Sallanma fazında fleksiyon maksimuma ulaşınca firiksiyon başlar ve faz boyunca devam eder. Topuk vuruşunda diz eklemi tam ekstansiyona gelmese de duruş fazındaki fleksiyon kontrolü nedeniyle, diz eklemine denge kolaylıkla sağlanır.

PNÖMATİK DİZ EKLEMLERİ :

Pinomatik sistemler, dış görünüşleri ve fonksiyonları bakımından hidrolik sistemlere benzemekteyseler de, işleyiş mekanizmaları farklıdır. (Şekil 22). Hava bir piston ile, silindirin bir tarafından, diğer tarafına pompalanmaktadır. Silindirin üst ve alt kısmı ile ilişkiyi kuran bir tek kanal ve bu kanal üzerinde normalde kapalı duran, iki tarafa da çıkışlı bir valf bulunur.

Diz fleksiyona giderken, firiksiyon hareketi de başlar. Piston aşağı doğru inerken silindirin alt kısmında hava basıncı yükselir ve pistonun üstünde negatif basınç oluşur. Fleksiyon miktarı artarken, piston altında kalan hava basıncı, valfi açabilecek seviyeye ulaşır ve pistonun üst kısmına hava akımı başlar. Fleksiyon maksimuma ulaşınca, firiksiyon hareketi tersine döner ve diz ekstansiyonu ile birlikte, piston yukarıya doğru çekilmeye başlar. Pistonun üst kısmında yükselen hava basıncı, valfi açar ve hava alt kısma geçerken, diz ekstansiyonu kontrollü bir şekilde gerçekleşir.



Şekil 22 - Pnömatik Sallanma Fazı Kontrol Üniti  
( Murdoch, G., Prosthetic and Orthotic Practice,  
ss. 244 )

## 7- DİZ ÜSTÜ AMPUTELERDE ÖLÇÜ ALMA VE SOKETİN İŞLENMESİ

Protez yapımında gerekli olan bütün ölçüler, ampute taraf ve karşı taraf üzerinde alınır.

a- Ölçü alma kartının üzerine, amputenin adı, soyadı, dosya numarası, kilo ve boyu, ampute taraf, tarih ve ölçüyü alan kişinin adı yazılır.

b- Güdük genel olarak incelenerek, addüktör roll, abrasyon, spur, renk ve şekli değişikliği, hassas noktalar, doku fazlalığı, skar dokunun durumu ayrı ayrı değerlendirilir.

c- Subkuten dokular, adaleler ve güdüğün genel tonusu test edilerek, sıkı, yumuşak olarak adlandırılır.

d- Güdük lateral kenarından palpe edilerek, femurun düz konkav veya konveks olup olmadığına bakılır.

e- Güdüğün fleksiyon ve addüksiyon açıları ölçülür.

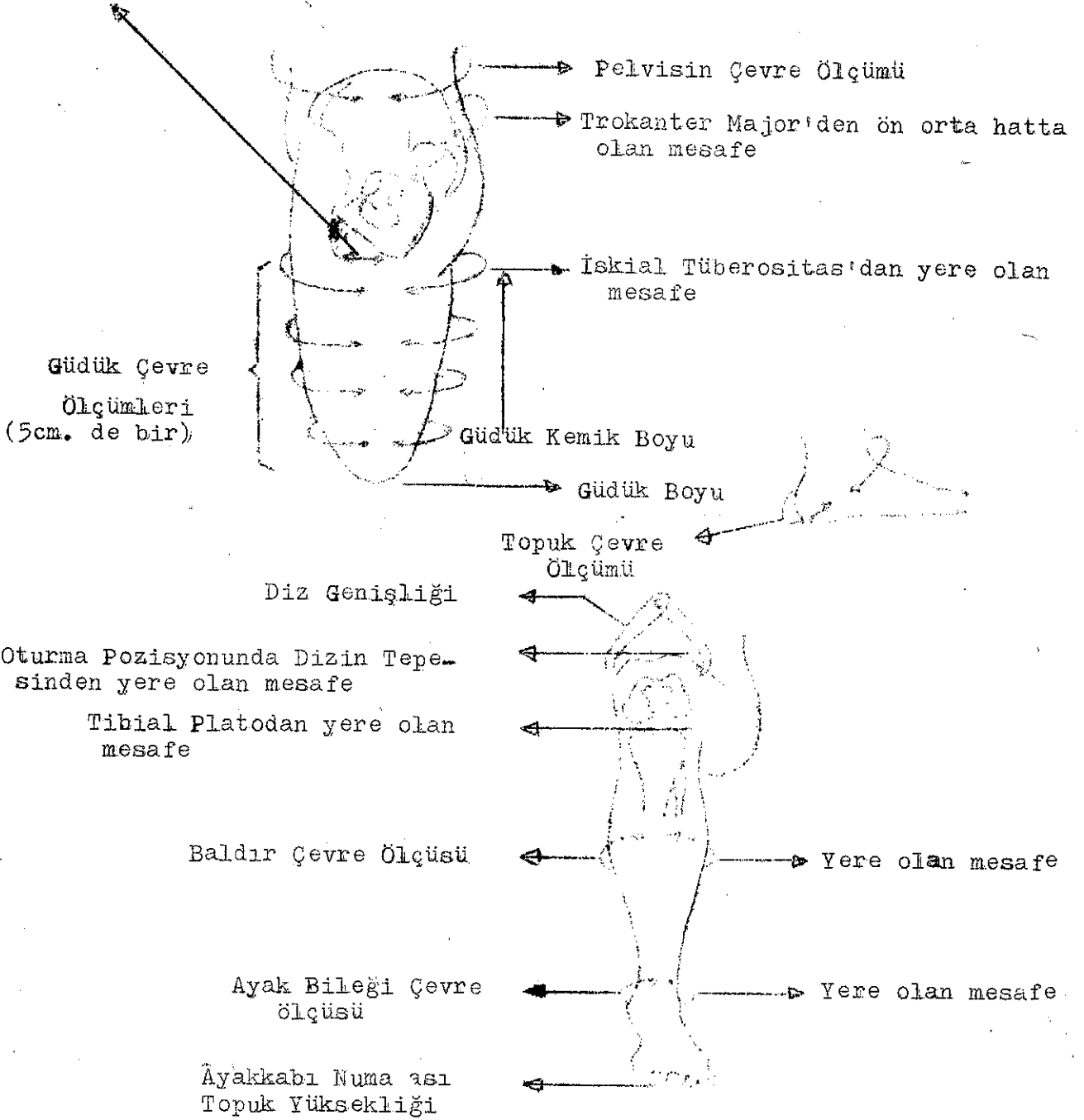
Güdük fleksiyon açısı, pelvik rotasyon olmadan güdüğün yapabildiği maksimum ekstansiyonda femur vertikal hattı ile yaptığı açıdır.

Güdük addüksiyon açısı, güdüğün yapabildiği maksimum addüksiyon pozisyonunda, femurun vertikal hat ile yaptığı açıdır.

f- (Şekil 23) de gösterilen ölçümler yapılır (44).

Ölçü alma işlemi tatamlandıktan sonra, amputeye güdük çorabı giydirilir ve üst kenarından askılar ile omuza bağlanır. Ayarlanabilir ölçü cihazları geliştirilmeden önce, güdük ve pelvisin bir kısmı alçı sargı ile sarılarak güdük ve soketin ölçülüklerine göre negatif model işlenirdi. Bu yol oldukça beceri ve el alışkanlığı isteyen bir işlemdir. Günümüzde kullanılan ayar cihazlarının, medyolateral çapı farklı olan binkaç boyu vardır. Anteroposterior çapları da yan duvarlarındaki ayar kısmları ile ayarlanabilir. Güdüğün çaplarına ve varsa fleksör ve abduktör kontraktürleri göre ayarlanan, ölçü cihazının orta kısmından itibaren başlayarak güdük distalinden itibaren alçı sargı ile sarılır. Alçı donduktan sonra çıkartılır, içine alçı doldurur.

İskial Tüberositas'dan Adduktör Longus kasının tendonuna olan mesafe



Şekil 23

(Lower Limb Prosthetics, New York University, ss. 212)

lur. Anteroposterior ve medyolateral çaplarının kesiştiği noktadan dik olarak bir demir çubuk yerleştirilir ve donmaya bırakılır.

Alçı donduktan sonra negatif model çıkartılır, güdük ölçüleri ve modelin ölçüleri kompas ile ölçülerek, karşılaştırılır. Modelin çevre ölçüsü güdüğün çevre ölçüsünden biraz daha az olmalıdır. Aksi halde soket, giyildikten birkaç gün sonra ödek dağılacağı için, bol gelebilir. Model ile güdüğün boyları birbirine eşit olmalıdır (4,34,44).

Alçı modelin işlenmesi :

Modelin işlenmesinde prensip, basınca dayanıklı bölgelerden alçı boşaltma ve hassas bölgelere alçı dolgu yapılması ve güdük ile soketin uyumunun en iyi şekilde sağlanmasıdır.

Scarpa üçgeni bölgesinden bir miktar boşaltıldıktan sonra, posterior duvarda scarpanın hizasından da biraz boşaltma yapılırsa, suspansiyona yardımcı olunur. Anterior ve lateral duvarların distalinden 2 cm kadar yukarıdan, femur eksenine paralel olacak şekilde, bir miktar alçı boşaltılır.

Aduktor longus, Rectus femoris ve Gluteus maksimus adaleleri için alçı dolgu yapıldığı gibi, trokanter major üzerine ve iskiyal sekiden pubise doğru da alçı doldurulur.

Alçı modelin işlenmesi bittikten sonra iskiyal sekinin altından ve skarpa üçgeni kısmından vakum deliği açılır. Laminasyondan önce alçı modelin tam olarak kutulması gerekir. Bu nedenle sıcaklığı 70-80 derece olan fırına konur. Modelin hacmi genellikle büyük olduğu için, fırında kalma süresi, diz altına göre daha uzun olmaktadır (47).

Alçı model vakum borusuna tesbit edildikten sonra, üzerine ıslatılmış polivinil konur ve çekilerek aşağı doğru indirilir, alt kısmında bağlanır. Vakum çalıştırılmaya başlanarak model ile polivinil arasındaki hava alınır. Vakum devam ederken, üzerine bir kat dakron keçe ve sonra altı kat stakinet geçirilir. Stakinetler naylon,

perlon, teflon veya geçici soket ise pamuk yapısında olabilir. Bu katların üzerine koni şekline getirilmiş polivinil geçirilerek altta hepsi birden bağlanır. İki polivinil arasındaki havanın alınabilmesi için alttaki polivinil delinir. Polivinilin üstte açık kalan kısmı da el ile kapatılarak havanın tam olarak çekilmesi sağlanır. Polyestere, yeterli miktarda hızlandırıcı ve sertleştirici katılarak, karıştırılır. Polyester, polivinilin üst ucundan dökülür, vakum etkisi ile aşağı doğru inerken ip ile çekilerek, modelin her tarafına aynı miktarda yayılması sağlanır. Bu işlemden sonra, vakum etkisi ile reaksiyonun tamamlanması beklenir. Polyesterin sıcaklığını kaybetmesi, reaksiyonun hemen hemen tamamlandığını belirtir.

Soket içindeki alçı çıkartılarak kenarları düzeltildikten sonra amputeye giydirilir. Bu ilk denemede, polimerizasyonun tamamlanmamasına bağlı olarak ampute, yanma hissinden şikayet edebilir. Bu durum 5-6 saat içinde geçer. Bazı hassas kişilerde polyestere karşı allerji durumu görülebilir. Şikayetleri bir süre sonra geçerse, daha az allerjen maddeler ile soketin içi kaplanmalıdır.

İlk sokete cam elyaf konulmaz, bitişde dış sokete konularak protezin sağlamlığı arttırılır. İlk sokete cam elyaf konulursa, soketin elâstikiyeti bozulur(4,47).

#### 2- DİZ ÜSTÜ PROTEZLERİNDE STATİK AYARLAMA:

Soket tam olarak destek ve dengeyi sağlayabilecek özellikte ise, sokete ayar cihazı ve ayak bağlanarak protezin statik ayara yapılır. Soket, ayar cihazı ve ayak arasındaki açısal ve doğrusal ilişkiler protezin fonksiyonuna etki etmektedir.

Diz üstü protezlerinde genellikle kullanılan ayar cihazları, Berkeley ve Baros-Gardner olmaktadır. Ayak, ayakkabı kontrolü ayrı ayrı yapıldıktan sonra, ayar cihazı bağlanır.

Ayak diz eklemi ekseni ile 5-15 derecelik eksternal rotasyon yapacak şekilde ayar edilir. Konvansiyonel ayak kullanılıyorsa, tüp 2 derece kadar öne eğik ayarlanır. Tüp, medyolateral düzlemde vertikal olmalıdır. Arkadan bakıldığında çekül tı ile tüpün orta çizgisi arasında 5 derecelik açı oluşmalıdır.

Soketin medyolateral çapının orta noktasından geçen hattın arka duvarı kes-  
iği noktadan indirilen çekül hattı, topuğun iç kısmına düşmelidir. Anteroposterior  
çapın orta noktasında lateral duvara indirilen dik çizgi, lateral duvarın orta nok-  
tasını belirler. Buradan indirilen çekül hattı, diz ekleminin 0-18 mm önünden geçe-  
rek, ayak bileği ekleminin 25-30 mm önüne düşmelidir. Konvansiyonel ayak kullanılı-  
yorsa, ayak bileğinin 40 mm önünden geçer.

Soketin rotasyonu, diz 90 derece fleksiyona getirildikten sonra arka kenar-  
dan ayarlanır. Arka kenar yere tam paralel ise ayak iç rotasyonda demektir. Arka du-  
var yer ile 5-7 derecelik açı yapacak şekilde döndürülürse, ayağa yeterli rotasyon  
sağlanmış olur.

Sokete normal güdüklerde 5 derecelik fleksiyon ve 5 derecelik adduksiyon ve-  
rilir. Fleksiyon açısı güdük boyuna bağlı olarak değişmektedir. Güdükte fleksör veya  
abduktör kontraktürü yerleşmişse soket bu durumlara uygun olarak ayarlanır.

Diz eklemine serbest kullanan genç amputelerde protez boyu, sağlam tarafa  
eşit olur. Çocuklarda daha yüksek tutularak diğer ayakkabının altına takviye konur.  
Diz eklemine kilitli kullananlarda ise protez 1-2 cm kısa tutulur (1,4,13,34,44).



## 8- DİZ ÜSTÜ PROTEZLERİYLE YÜRÜYÜŞ ÖZELLİKLERİ VE DİNAMİK

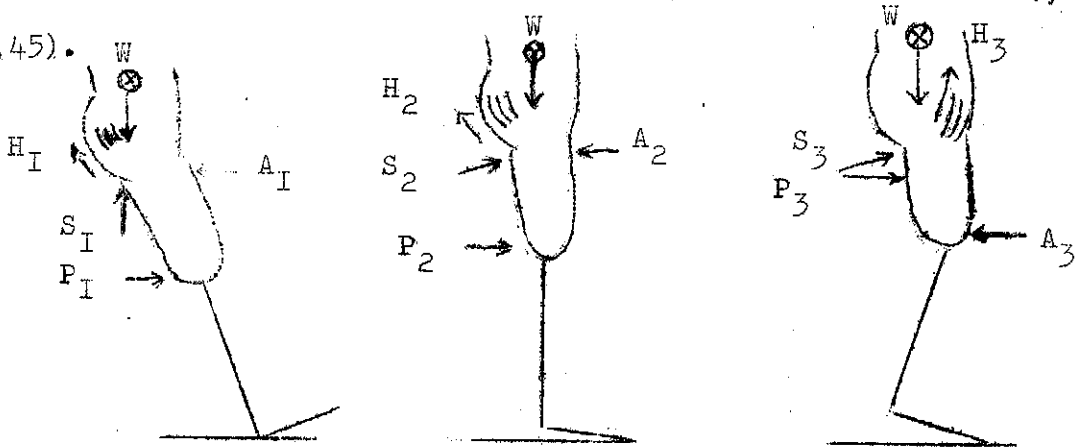
### AYARLAMA :

Diz üstü soketlerinde medyo-lateral denge, lateral duvarın özellikleri sayesinde düzgün bir şekilde elde edilirken, antero-posterior denge, güdük adaleleri ile M. Gluteus maksimus'un ekstansör gücü ve mekanik ayar ile sağlanmaktadır.

Soketin antero-posterior dengesi, duruş fazının topuk teması, orta duruş ve itme devrelerinde ayrı ayrı incelenebilir (45).

Topuk vuruşu ve orta duruş fazında güdük soket içinde ekstansiyona giderken, soket güdüğün anterior proksimal ve posterior distaline baskı yapar (Şekil 24). Anterior proksimaldeki baskının mümkün olduğu kadar proksimalden uygulanması, güdüğün fonksiyonel uzunluğunu arttırmakta ve İskial tüberositasın da sekide kalmasında yardımcı olmaktadır. Güdüğün soket içinde ekstansiyona gitmesi diz ekleminde ekstansiyonun meydana gelmesinde ve diz kontrolünün sağlanmasında önemli rol oynamaktadır.

Kalça fleksörleri, sallanma fazının başında dizin fleksiyona gelebilmesi için, itme devresinde aktif olarak kasılmaya bayırlarlar. Güdüğe düşen yükler anterodistal ve posteroproksimalden olmaktadır. Posteroproksimale düşen kuvvetler horizontal seviyeye yakındır ve bu sayede, vücut ağırlığı kalça adalelerinin hareketine yardımcı olmaktadır (Şekil 21) (44,45).



Şekil 24 - Duruş Fazında Anteroposterior Yönde Güdük-Soket İlişkisi.

(Murdoch, G., Prosthetic and Orthotic Practice, ss.195)

### DİNAMİK AYARLAMA :

Soketin diz eksenini, baldır kısmı ve ayağa göre pozisyonu güdük üzerine etki eden kuvvetlerin yeri, büyüklüğü ve yönü bakımından önem kazanmaktadır. Protez üzerine binen vücut ağırlığı ile yerden gelen reaksiyonlar aynı doğrultuda ise, güdük ile soket arasında herhangi bir açısal değişiklik olmaz ve dolayısıyla etkileyici kuvvetler eşit olur.

Yürüme anında bu kuvvetler eşit olamayacağı için, güdük hareketlerine bağlı olarak, soketin diz eklemine ve ayağa göre olan açısal değerlerinde değişiklikler ortaya çıkar. Bu durum çeşitli yürüyüş bozukluklarına sebep olmaktadır. Medyolateral ve anteroposterior yönlerde ayarı iyi yapılmış olan protezlerde, yürüyüş anında ortaya çıkan açısal değerlerdeki değişiklikler çok az olur ve ampute normale yakın bir şekilde yürüyebilir (44).

### Medyolateral Ayarlama :

Protezin rahatlık ve dengesini sağlayan en önemli etken, ayağın sokete göre içe veya dışa yerleştirilmiş olmasıdır (Şekil 25). Ayak fazlaca medyale kaydırıldığında veya sokete normalin üstünde abduksiyon verildiğinde açığa çıkan kuvvetler, soketin güdük üzerinde saat kadını yönünde dönmeğe zorlarlar, yani soketten güdüğe doğru medyal proksimal ve lateral distalden baskılar olacaktır. Bu baskılar ayağın medyale yerleştirilmesiyle orantılı olarak artacaktır (Şekil 25a).

Buna karşın ayağın laterale kaydırılması yani sokete adduksiyon verilmesi, soketin, güdük üzerinde saat kadranının aksi yönünde dönmesine ve güdüğün lateral proksimal ve medyal distalden baskıların olmasına sebep olur (Şekil 25b).



Şekil 25 - (a)Ayagın İçe Kaydırılması, (b)Ayagın Dışa Kaydırılması.

(Lower-Limb Prosthetics, New York University, ss. 205 )

Her iki durumda da lateral distal ve lateral proksimalden gelen baskılar, yürüyüşün duruş ve sallanma fazlarında önem kazanmaktadır. Duruş fazında pelvisin karşı tarafa düşmesini engelleyen M. Gluteus Mediusa yardımcı olmak üzere, lateral duvarda yapılan değişikliklerin yanı sıra socketin bir miktar adduksiyonda olması medyolateral denge bakımından oldukça yararlıdır. Sallanma fazında, socketin lateral proksimal kısmının güdük ile tam temasda ve anterior duvara göre bir miktar yüksek olması, güdüğün abduksiyona gitmesini engeller (44).

#### Anteroposterior Ayarlama :

Prostetik diz ekleminin kontrolünde, anteroposterior ayarlama önem kazanmaktadır. Yerçekimi hattı diz ekseninin önünden geçecek şekilde ayar yapılırsa, ortaya çıkan kuvvetler dizi ekstansiyonda tutarlar (4,13,44,45). Diz mekanizmasının özelliği dizin hiper ekstansiyona gitmesini engellemektir. Bu nedenle socketin öne doğru kaydırılması diz eklemini daha sabit ve dengeli bir hale getirirken, arkaya doğru kaydırılması bu dengeyi bozar.

Normal yürümede, topuk vuruşunun hemen ardından diz ekleminde meydana gelen bir miktar fleksiyon, Quadriceps femoris ve Gluteus maximus adaleleri tarafından kontrol edilmektedir. Sokete başlangıçta bir miktar fleksiyon vermek ve kalça ekstansörlerini belli bir gerginlikte tutmak, adalelerin en iyi şekilde fonksiyon görmelerini sağlamaktadır (45).

Normal olarak uzun güdüklerde 5 dereceden az fleksiyon verilir veya yerçekimi hattı, diz eklem ekseninin önünden geçirilir. Orta güdüklerde fleksiyon 5 derece verilir, yani diz eklem eksenini kalça ekleminden geçen hattın 1 cm. kadar arkasında bulunur. Kısa güdüklerde 5-20 derecelik fleksiyon verilir (4,45).

#### YÜRÜYÜŞ ŞEKLİ :

Topuk vuruşundan hemen sonra diz ekseninin önünden geçen yerçekimi hattı, diz ekleminin ekstansiyonda tutar. Bu hat ayak bileği ekleminin de önünden geçeceği için, ayağı yer ile temas etmeğe zorlar. Konvansiyonel tip ayak kullanılıyorsa, dorsi fleksiyon lâstiği ezilerek ayağın yer ile teması devresi oluşur. SACH ayak kullanılıyorsa, ayak ile baldır kısmı arasında hareket olmadığı için, vücut yerçekimi hattı, diz ve ayak bileğinin önüne geçince, ampute diz eklemi ekstansiyonda iken direkt olarak orta duruş devresine geçer. Orta duruş fazından sonra, yerçekimi hattı ayağın ön kısmına doğru kayar ve itme fazı başlar. Bu durumda protetik ayağın metatars lâstiğinin öne veya arkaya doğru yer değiştirmesi, diz fleksiyonunun geç veya erken devrede meydana gelmesine sebep olmaktadır (20,44).

Sallanma fazı başında, soketin ani fleksiyonu ile birlikte diz eksenini üzerinde öne doğru itilmesi ve ayak ucunun ivme etkisiyle bir süre yerde kalması ile başlayan diz fleksiyonu, faz boyunca devam ederken ampute pelvik elevasyon veya aşırı kalça fleksiyonu yaparak ayağın yere sürtünmesini engeller. (13,17,44,45,51).

## 9- DİZ ÜSTÜ AMPUTELERİNDE YÜRÜME ANALİZİ

Diz üstü amputelerinde yürüyüş analizi yapmak için, alt ekstremite eklemlerinin açılma ve koordine hareketi olan normal yürüyüşü açıklamak gerekir. Bir alt ekstremitenin topuk vuruşundan, aynı tarafın bunu takibeden topuk vuruşuna kadar geçen süreye bir yürüyüş devri olarak adlandırılır.

Duruş fazı: Topuk vuruşu ile başlar, aynı taraf ayağın parmaklarının yerden temasının kesilmesiyle sona erer. Bu faz, beş bölümde incelenir:

- 1- Topuk vuruşu ve topuk teması,
- 2- Ayak tabanının yere teması,
- 3- Orta duruş fazı,
- 4- Topuk kalkışı,
- 5- Ayak parmaklarının kalkışı.

Sallanma fazı: Akselerasyon, orta sallanma ve deselerasyon bölümlerinden oluşan bu faz, ayak parmaklarının yerden temasının kesilmesinden başlayarak, aynı taraf topuk vuruşuna kadar devam eder (18,44).

Steindler, yürüyüşü dört gruba ayırır. Normal, hudut tipi, patolojik ve prozez yürüyüşü (51).

Yürüme analizinde, yürüyüşün her fazı ayrı ayrı incelenerek, hastaya veya prostetik ayara bağlı bozukluklar tesbit edilir ve çeşitli yöntemler ile düzeltilir.

Diz üstü amputelerde görülen yürüyüş bozuklukları şu şekilde sıralanabilir (44).

Abduksiyon yürüyüşü :

Tanımı : 5-10 cm olan normal yürüme yüzeyinin belirgin olarak artmasıdır.

Genellikle gövdenin laterale eğilmesi ve pelvisin laterale kayması ile birlikte görülür. Hasta arkadan çift destek periyodunda incelenir.

Sebepleri : 1- Soketin medyal kenarından baskı olması, adduktör bölgede dokuzuzluluğu, deri enfeksiyonları, perineal bölgede ağrı veya rahatsızlığa sebep olur.

Ampute, protezini abduksiyona getirerek medyal kenarı ağırlı bölgeden uzaklaştırır.

- 2- Protezin uzun, suspansiyonun veya eğilimin yetersiz olması,
- 3- Abduktör kontraktürünün olması,
- 4- Baldır kısmının, sokete göre valgus pozisyonunda ayarlanması,
- 5- Mekanik kalça eklemının güdüğü ve soketi abduksiyonda zorlaması,
- 6- Emniyetsizlik hissının olması abduksiyon yürüyüşüne neden olmaktadır.

Gövdenin laterale eğilmesi :

Tanımı : Protez duruş fazındayken, ampute tarafa gövdenin lateral fleksiyonu-

dur. Bu hareket yerçekimi merkezinin protezli tarafa kaymasına sebep olmaktadır.

Amputenin arkasından, topuk vuruşu ile orta duruş fazının sonu arasında izlenir.

Sebepleri: I- Abduksiyon yürüyüşü ile birlikte görülür.

- 2- Soketin lateral duvarının sağladığı destek yetersiz ise,
- 3- Soketin abduksiyonda tesbit edilmesi,
- 4- Kalça abduktörlerinin zayıflığında,
- Güdüğün lateral distalindeki ağrı veya rahatsızlığın olması
- 5- Protezin kısa olması veya emniyetsizlik hissının varlığı gövde

lateral fleksiyonuna sebep olmaktadır.

Sirkumdiksiyon yürüyüşü :

Tanımı : Protezin, sallanma fazında lateralden dönüş yapmasıdır. Protezin

uzun olduğu durumlarda sirkumdiksiyon yürüyüşü görülür. Ampute arkadan ve sallanma fazı boyunca izlenir.

Sebepleri : Protezin uzun olmasına sebep olan durumlar şunlardır:

- 1- Korku veya emniyetsizliğe bağlı olarak tam diz fleksiyonunun yapılamaması,
- 2- Diz eklemakilitli olarak kullanılması,
- 3- Firiksiyonun fazla ve ekstansör yardımcının gergin olduğu durumlarda, diz eklemının yeterli fleksiyona gelememesi,

4- Yetersiz suspansiyon nedeniyle piston hareketinin olması,

5- Soketin küçük olması ve iskiel tüberositasın sekinin üzerinde

kalması,

6- Ayağın plantar fleksiyonda olması sirkumdiksiyon yürüyüşüne

sebepe olmaktadır.

Sallanma fazı itmesi :

Tanımı: Ayak yerden kesildikten hemen sonra topuğun medyale veya laterale  
tilmesi. Amputenin arkasından parmakların kalkış devresinde izlenir.

Sebepleri: 1- Güdük adaleleri zayıf ve gevşek ise, femur üzerinde dönerler.

2- Soket çok sıkı veya uyumu iyi değilse, izometrik kontraksiyon  
apan adalelerin gövdeleri baskı yaparak protezi dönmeye zorlarlar.

3- Parmak freni kısmı vücut ilerleme hattı ile dik açı yapmadığı,

4- Diz eklem ekseninin transvers düzleme paralel olmadığı durum-

arda görülür.

Topuk vuruşunda ayağın rotasyonu :

Tanımı: Topuk yer ile temas ettikten hemen sonra ayakta lateral rotasyon  
eydana gelir. Amputenin önünden ve topuk vuruşu devresinde izlenir.

Sebepleri: 1- Plantar fleksör lastiği veya topuk lastiğinin fazla sert olma-  
na,

2- Sallanma fazındaki lateral itmenin düzeltilmesine,

3- İlk protezi olan amputelerde, güdük ile soket arasındaki uyu-  
sun tam olmamasına bağlı olarak görülür,

Düzensiz topuk kalkışı :

Tanımı : Prostetik topuğun kalkışı genellikle diğer topuğa göre daha fazla-  
dır. Bazan tersine, prostetik topuk diğer topuğa göre daha az kalkar. Bu durum,  
andan ve sallanma fazının ilk devresinde izlenebilir.

Topuğun fazla kalkmasının sebepleri :

- 1- Diz ekleminde firiksiyonun yetersiz olması,
- 2- Ekstansör yardımcılarının kullanılmaması veya gerginliklerinin az olması,
- 3- Topuk vuruşunda diz ekstansiyonunun gerçekleşmesi için amputenin, sallanma fazında aşırı ve ani kalça fleksiyonu yapmasıdır.

Topuğun yetersiz kalkmasının sebepleri :

- 1- Prostetik diz ekleminde firiksiyonun fazla olması,
- 2- Ekstansör yardımcılarının fazla sıkı olması,
- 3- Korku ve emniyetsizlik hissine bağlı olarak yetersiz diz fleksiyonu yapılması,
- 4- Diz ekleminin kilitli kullanılmasıdır.

Dizin ani kilitlenmesi :

Tanımı: Bacak kısmının öne doğru ani ve kuvvetli hareketi ile diz ekleminin kilitlenmesi. Bu durum, ampute yandan ve sallanma fazının sonunda gözlenir.

Sebepleri : 1- Prostetik dizde firiksiyonun yetersiz olması,

2- Ekstansör yardımcılarının çok gergin olması,

3- Diz ekleminde ani fleksiyon meydana gelmesinden korkan ampute-

lin dizin kuvvetle ekstansiyona getirerek yeri "kazıyormuş" gibi topuğu ile yeri basmasıdır.

Ayağın ani düşmesi :

Tanımı: Ayağın plantal fleksiyonu hızla olur ve yer ile temas etmesi anında es çıkararak yere çarpar. Ampute yandan, topuk vuruşundan hemen sonra izlenir.

Sebepleri : 1- Plantal fleksör lastiğinin veya topuk lastiğinin çok yumuşak olmasıdır.

Adım eşitsizliği :

Tanımı : Protez ile alınan adım boyunun, sağlam bacak ile alınan adım boyuna eşit olmamasıdır. Bir yürüyüş devresi boyunca hasta yandan izlenerek görülür.



Sebepleri : 1- Korku veya ağrıya bağlı olarak, amputenin protezine ağırlık verememesi ve sağlam bacağı ile kısa ve çabuk adım atması,

2- Flexiyonun yetersiz olması nedeniyle diz ekleminde, salınma fazı serbestçe yapılarak sağlam tarafa oranla daha büyük adım alınması,

3- Kalça flexiyon kontraktürü veya sokete verilen flexiyonun az olması hallerinde yani, kalçanın ekstansiyona hareketini engelleyen durumlarda görülür.

Lumbar Lordoz :

Tanımı : Protez duruş fazında iken lumbal bölgedeki normal konveksitenin artmasıdır. Duruş fazı boyunca ve yandan izlenir.

Sebepleri : 1- Kalça fleksör kontraktürü olduğu zaman, güdük maksimum ekstansiyon pozisyonunda iken, kalça fleksörlerinin etkisi ile pelvis ve lumbal vertebralar öne ve aşağı doğru çekilirler. Amputenin, pelvisin öne hareketini karşılamak için omuzlarını geriye vermesi,

2- Sokete yeterli flexiyon verilmemesi,

3- Sometin anterior duvarının sağladığı desteğin yeterli olmama-

1,

4- Pelvisin öne doğru kaymasını engelleyen kalça ekstansörleri abdominal adalelerin zayıf olması halinde, gövdenin ekstansiyonu ile pelvisin öne hareketini karşılarken lumbal lordoz artar. Bununla birlikte, pelvisi öne doğru kaydırarak zayıf olan kalça ekstansörlerine destek olmak yoluyla diz eklemindeki ekstansiyon kontrol altında tutulabilir.

5- Tüberositas iski ve çevre yumuşak dokular ağırlı ise, basıncı kaldırmak için pelvis öne doğru kaydırılarak lordoz arttırılır.

Sekerek yürüme :

Tanımı : Amputenin, protezli sallanma fazında iken, sağlam taraf üzerinde kendisini yükselterek, yer çekimi merkezinin vertikal yöndeki normal yer değiştirmesini arttırmasıdır. Protezli sallanma fazındayken yandan veya arkadan izlenir.

Sebepleri: 1- Prostetik dizde fleksiyonun yetersiz olması aşırı topuk kalınlığı ve sallanma fazının uzun sürmesine sebep olacaktır. Bu sürenin uzaması sonucu, protezli taraf orta sallanma devresinde iken ayak burnunun yere sürtünmemesi için sağlam ayak üzerinde yükselme,

2- Protezin çok uzun olması veya çeşitli nedenlerle uzunmuş gibi görünmesi sekerek yürümeye sebep olur.

## 10- DİZ ÜSTÜ AMPUTASYONLARINDA FİZİK TEDAVİ :

### Preoperatif Devre :

Ameliyattan önce kişi psikolojik olarak hazırlanmalı, protez ve neticeleri somut olarak gösterilerek karşı karşıya olduğu fiziksel yetersizlik durumunun, hayatının devamlılığı bakımından kötü olmadığı açıklığa kavuşturulmalıdır. Hastaya amputasyon seviyesi ve forksiyonellik kapasitesi, ameliyattan bir süre sonra ortaya çıkacak olan fantom hissi ve ağrısı hakkında bilgi verilmelidir (14,44).

Ampute edilecek ekstremitede kalacak kısmın ve sağlam ekstremitede adalelerinin kuvvetlendirilmesi gerekir. Bu amala hastaya verilecek preoperatif egzersizler,

- a- Kolları kuvvetlendirme,
- b- Sağlam bacağı kuvvetlendirme,
- c- Amputasyon sonrası kalacak adaleleri kuvvetlendirme,
- d- Genel olarak her devrede yapılmazı gereken, solunun ve karın adalelerini kuvvetlendirme.

### Postoperatif Devre :

a- Diz üstü amputelerde güdük eksternal rotasyon, abduksiyon ve fleksiyona gitme eğiliminde olduğu için, bu devrede güdüğe verilecek pozisyon çok önemlidir. Güdük nötral pozisyonda kum torbaları ile desteklenmelidir. Duruma göre bir miktar internal rotasyon ve abduksiyon pozisyonu da verilebilir. Kalça fleksör kontraktürünü önlemek için ampute günde en az üç defa yarım saat yüzükoyun yatmalıdır.

b- Ameliyattan iki, üç gün sonra herhangi bir komplikasyon yok ise aktif hareketlere başlanır. Ağrı sınırını geçme durumu olabileceği için pasif egzersiz yaptırılmamalıdır.

c- Herhangi bir komplikasyon olmadığı durumlarda koltuk değneği ile üç nokta yürümeye ameliyattan 48 saat sonra geçilir.

d- Dikişlerin alınmasından yani aşağı yukarı ameliyatın ikinci haftasından sonra güdüğe şekil vermek ve ödemi azaltmak amacıyla bandaj yapmaya başlanır ve amputeye öğretilir. Ampute protezini kullanana kadar bandajını sarmaya devam etmelidir.

e- Ameliyattan sonraki ilk on gün, amputenin iki saatten fazla tekerlekli iskemlede veya sandalyede oturmasına izin verilmez.

f- Preoperatif devrede başlanan kolları kuvvetlendirme, solunum ve karın adaleleri için verilen egzersizlere devam edilir.

Postoperatif komplikasyonlar :

1°- Ameliyat sonrasında görülen hematoma cerrahi yol ile ve aspire edilerek tedavi edilir.

2°- Enfeksiyonlar örneğin, osteomyelit veya derin dokuda apse teşekkülü, tıbbi tedavi ile giderilir. Sellülit şeklindeki enfeksiyonlarda hat pack uygulanır, izometrik kontraksiyon yaptırılarak güdük elevasyona getirilir.

3°- Postoperatif ödemi önlemek için uygulanan bandajın iyi yapılmamasına bağlı olarak köpek kulaklarının veya güdük şeklinin bülböz olması halinde, yeniden bandaj uygulaması ve gerekirse ödemi dağıtmak için masaj yapılır, Jobs tatbik edilir.

4°- Ameliyat sonrası iyi pozisyon vermemeye bağlı olarak gelişen yumuşak doku kontraktürü (skar ve keloid) sonucu eklem hareketlerinin azalması veya kaybolması halinde ise, clor iyontoforezi veya katodal galvanizm uygulanabilir, masaj ve egzersiz verilebilir.

5°- Nöromaların sebep olduğu ağrı nedeniyle hastanın güdüğünü belli pozisyonda tutması sonucu eklem hareket genişliği azalır veya kaybolur.

6°- Ameliyattan sonra ortaya çıkan fantom ağrısı, zamanla hafifler ve kişi protezini kullanmaya başladıktan sonra daha ender görülür.

7°- Ameliyattan sonra yanma ile karakterize causalgia ağrıların olması halinde, buz tedavisi, ultrasound ve masaj, interferansiyel ve di-dinamik akımlar, faradik stimülasyon uygulanabilir.

#### Preprostatik Devre :

Hasta hastaneden çıktıktan sonra protez yapımına kadar geçen süre içinde postoperatif devrede yapılan egzersizlere, güdük bandajına ve koltuk değneği ile yürüme, merdiven inip-çıkma aktivitelerine devam eder.

Güdük adalelerini kuvvetlendirici dinamik egzersizler yaptırılır. Özellikle kalça ekstansörleri ve adduktörlerini kuvvetlendirme egzersizlerine ağırlık verilmelidir.

Güdüğün temiz tutulması, her gece yıkanması gerekir. Ampute günlük yaşam aktiviteleri ve mesleki rehabilitasyon açısından da eğitilmelidir.

#### Protez Eğitimi :

1°- Eğitime başlamadan önce, protezin güdüğe uyup uymadığı, diğer bacağına göre uzunluğu, eklemlerin durumu ve statik ayarı kontrol edilir.

2°- Protezi takıp-çıkartma öğretilir.

3°- Eğitim öncesi korkuyu gidermek ve cesareti arttırmak amacıyla diz eklemi kilitli olarak serbest yürüyüş verilir.

4°- Paralel bar içinde denge ve protezli tarafa ağırlık verme egzersizleri yaptırılır. Sandalyeye oturup-kalkma öğretilir.

5°- Paralel bar içinde ve dışında yürüme öğretilir.

6°- Merdiven inip-çıkma, yere oturup-kalkma, engel atlama, yokuş çıkma-inme, çeşitli zeminlerde yürüme, arabaya inme-binme, düşme, yerden birşey alma ve koşma aktiviteleri üzerinde çalışılır.

#### Geçici Protezler ve Eğitimi :

İlk kez 1958 de denenen geçici protezler,, ameliyattan hemen sonra güdüğe takılan alçı soket, pilon ve ayak kısmından ibarettir. Bu tip diz üstü protez kullanan amputelerde, ameliyat sonrası ödemin ve ağrının azaldığı, yara iyileşmesinin hızlandığı görüldüğü gibi, ampute ameliyat sonunda güdüğü ile direkt olarak karşılaşmadığı ve daha erken devrede yürümeye geçebildiği için psikolojik bakımdan daha az sorunlar ortaya çıkmaktadır.

Postural refleks mekanizmasının yeniden sağlanması daha erken devrede olduğu ve ampute protez ile yürümeye kısmen alıştığı için, devamlı protezinin eğitimi daha kısa sürede tamamlanmaktadır.

#### Pre operatif Devrede Eğitim :

Yürüteç ile ayakta durma, yataktan tekerlekli iskemleye geçme, kısmi ağırlık vererek yürüteç ile yürüme yaptırılır.

#### Postoperatif Devrede Eğitim:

Birinci gün, hasta, odasında iki defa kaldırılır. Protezli tarafa 2,5 kg. ağırlık vermelidir. Bu ağırlık miktarı özel bir tartı ile ayarlanmaktadır.

İkinci gün, paralel barda ayağa kaldırılır, 5 dakika süreyle 2,5kg. ağırlık vererek ayakta tutulur.

Üçüncü ve ondördüncü günler arasında her gün iki defa ayağa kaldırılır, yürüme süresi ve mesafesi hastanın dayanıklılığına göre ayarlanır. Protezli tarafa vereceği ağırlık maksimum 10 kg. mı geçmemelidir.

İkinci hafta sonunda koltuk değniği ile proteze 15kg. kadar ağırlık vererek yürütülür. Üçüncü haftada, proteze tam ağırlık verebilir. Herhangi bir komplikasyon olmazsa ampute 6 hafta sonra devamlı protezini kullanabilecek hale gelir (3,14,44).

## MATERİYEL VE METOD

### MATERİYEL :

Çalışma II total temaslı kuadrilateral ve II total temaslı kuadrilateral emeli tip protez kullanan 22 distal ampute üzerinde yapılmıştır. Aputeler, Hacettepe Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksek Okulu, Protez ve Yardımcı Cihazlar Ünitesi'nden sağlanmıştır. Total temaslı kuadrilateral protez kullanan amputelerin 8 i erkek, 3 ü kadındır. Yaşları 19-68 arası, yaş ortalaması 33,5 dir. 6 sı sol, 5 i sağ olan amputelerin protezis ağırlıkları 51-70 kg. arası, ortalama 57 kg. dir (Tablo II).

Total temaslı kuadrilateral emeli protez kullanan II ampute de erkektir. Yaşları 28-47 arası, yaş ortalaması 35,9 dir. 6 sı sol, 5 i sağ olan amputelerin protezis ağırlıkları 46-75 kg. arası, ortalama 62,7 kg. dir (Tablo III).

Birinci gruptaki amputelerin güdük boyu, forur ucuna kadar 19-28 cm. arası, ortalama 25,7 cm. ve yumuşak dokunun sonlandığı yere kadar 21,5-30 cm. ortalama 26,7 cm. dir. 6 amputenin güdük şekli silindirik ve 5 i koniktir. Silindirik güdüklerin 3 ü ve I konik güdük ödemlidir (Tablo IV).

İkinci gruptaki amputelerin güdük boyu, forur ucuna kadar 21-37,5 cm. arası, ortalama 26,5 cm. ve yumuşak dokunun sonlandığı yere kadar 22-37,5 cm. ortalama 28 cm. dir. 7 amputenin güdük şekli silindirik ve bunların 3 ü ödemlidir, 4 ünün güdük şekli ise koniktir ve I i ödemlidir (Tablo V).

Total temaslı kuadrilateral protez kullanan amputelerin 4 ünün güdük adalelerinin tonusu sıkı, 3 ünün orta ve 4 ünün yumuşaktır. 2 amputenin güdük sıcaklığı vücudun diğer kısımları ile aynı ve 8 güdüğün alt ucu diğer kısımlara göre daha soğuk bulunda. 6 amputenin güdüklerinde

TABLO II

TOTAL TEKASLI KUADRİLATERAL PROTEZLİ AMPUTELER

PROT. NO.	İSİM	YAŞ	KADIN ERKEK	KİLO Kg.	AMPUTE TARAF	MESLEĞİ	AMPUTASYON	
							TARİHİ	NEDENİ
673917	S.U.	21	Kadın	51	Sol	Öğrenci	1968	Trafik kazası
557740	L.K.	26	Erkek	59	Sol	Memur	1972	Trafik kazası
965658	L.P.	20	Erkek	67	Sağ	Öğrenci	1978	Osteosarkom
163201	Y.E.	19	Erkek	53	Sağ	Öğrenci	1978	Trafik kazası
393240	Z.B.	48	Kadın	64	Sağ	Ev hanı	1973	Trafik kazası
1108036	E.K.	68	Erkek	63	Sol	Doktor	1975	Diabet
751783	L.Ş.	35	Erkek	52	Sol	Memur	1976	Tren kazası
972957	Y.Ş.	23	Erkek	55	Sağ	İşçi	1967	Tren kazası
1103951	S.A.	39	Kadın	70	Sol	Ev Hanı	1976	Osteosarkom
1108746	D.A.	50	Erkek	77	Sağ	Tacir	1977	Trafik kazası
210438	A.K.	39	Erkek	57	Sol	Memur	1961	Trafik kazası

TABLO III

TOTAL TEKASLI KUADRİLATERAL EKLELİ PROTEZLİ AMPUTELER

PROT. NO.	İSİM	YAŞ	KADIN ERKEK	KİLO Kg.	AMPUTE TARAF	MESLEĞİ	AMPUTASYON	
							TARİHİ	NEDENİ
954721	L.Ş.	31	Erkek	57	Sağ	İşçi	1978	İş kazası
943337	K.K.	33	Erkek	65	Sol	Memur	1978	Kurşun yaralan.
474768	F.C.	46	Erkek	52	Sağ	Memur	1978	Burger
964814	R.B.	29	Erkek	62	Sol	Memur	1977	Burger
681432	K.Y.	44	Erkek	73	Sol	İşçi	1978	İş kazası
101477	F.T.	47	Erkek	58	Sol	Çiftçi	1978	Yanık
1128874	D.G.	44	Erkek	70	Sağ	Soför	1968	Trafik kazası
301016	İ.D.	33	Erkek	58	Sol	Öğretmen	1971	Trafik kazası
1104833	Ö.O.	26	Erkek	70	Sol	İşçi	1970	İş kazası
1103977	B.T.	44	Erkek	75	Sağ	İşçi	1978	İş kazası
1113159	S.B.	27	Erkek	55	Sağ	İşçi	1970	Trafik kazası



TABLO IV

## TOTAL TEMASLI KUADRİLATERAL PROTEZLİ AL PUTELEDE GÜDÜK ÖZELLİKLERİ

PROT NO.	İSİM	GÜDÜK ŞEKLİ	DİKİŞ YERİ	SKAR	GÜDÜK BOYU (cm)		ÇEVRE ÖLÇÜSÜ (cm)			
					KEMİK	YULUŞAK DOKU	Ön	İLK GÜN	SON GÜN	FARK
673517	S.U.	Silin- dirik	Orta hatta	Massas değil	24,5	27	0-5 0-10 0-15 0-20	51 48 47 45	53,5 50,5 49,5 46	2,5 2,5 1,5 1
557740	L.K.	Konik	Orta hatta	Massas değil	25	27	0-5 0-10 0-15 0-20	45 41,5 37,5 33,5	47 42 38 35	2 0,5 0,5 1,5
965658	L.P.	Silin- dirik	Anteri- or flap	Massas değil	27	28	0-5 0-10 0-15 0-20	51 47,5 44 40	52 49 46 42	1 1,5 2 2
163201	Y.E.	Silin- dirik	Orta hatta	Massas değil	28	29	0-5 0-10 0-15 0-20	49 48,5 45,5 41,5	51 49 47 43	2 2,5 1,5 1,5
393240	Z.B.	Silin- dirik (Çem- li)	Anteri- or flap	Massas değil	28	30	0-5 0-10 0-15 0-20	52 48 44,5 42	51 47,5 43,5 40	(-) 0,5 1 2
1108036	E.K.	Konik	Anteri- or flap	Massas değil	28	30	0-5 0-10 0-15 0-20	49 43 40 35,5	51,5 45 41 36	2,5 2 1 0,5
751783	F.S.	Konik	Anteri- or flap	Massas değil	19	21,5	0-5 0-10 0-15 0-20	48 43 34 33	50 45 35 34	2 2 1 1
972957	Y.S.	Konik	Anteri- or flap	inven- jine	19	20	0-5 0-10 0-15	48 41 38	50 43 40	2 2 2
1103951	S.A.	Silin- dirik (Çem- li)	Orta hatta	Massas değil	26	30	0-5 0-10 0-15 0-20	55,5 50 48 44	51 49 47 42	(-) 4,5 1 1 2
1108746	D.A.	Silin- dirik (Çem- li)	Anteri- or flap	inva- jine	29	30	0-5 0-10 0-15 0-20	59 56 52 49	57 55 50 47	(-) 2 1 2 2
210438	A.K.	Silin- dirik	Orta hatta	Massas değil	20	22	0-5 0-10 0-15	46 44 40	47 46 42	1 2 2

TABLO V

TOTAL TEVASLI KUADRİLATERAL EKVELİ PROTEZLİ İMPLANTELERİN GÜDÜK ÖZELLİKLERİ

PROT NO.	İSİM	GÜDÜK ŞEKLİ	ÇIKIŞ YERİ	SKAR	GÜDÜK BOYU (cm)		ÇEVRE ÖLÇÜSÜ (cm)			
					KETİK	YUVULSAK DÖKÜ	0-5 Cm.	İLK GÜN	SON GÜN	FARK
954721	K.S.	Konik (Ödemli)	Orta hatta	İnvan- jine	21	22	0-5	44	43	(-) 1
							0-10	40	39	(-) 1
							0-15	35	34	(-) 1
943337	H.K.	Silindirik (Ödemli)	Enteri- ör flap	Hassas değil	21	22	0-5	46	46	-
							0-10	44	44	-
							0-15	42	42	-
474768	F.C.	Konik	Enteri- ör flap	Hassas değil	27	30	0-5	49	50	1
							0-10	43	44	1
							0-15	40	40	-
							0-20	37	37	-
964814	R.B.	Silin- dirik (Ödem- li)	Orta hatta	Hassas değil	26,5	27	0-5	54	53	(-) 1
							0-10	52	51	(-) 1
							0-15	50	49,5	(-) 0,5
							0-20	48	47	(-) 1
681432	K.Y.	Silin- dirik	Enteri- ör flap	İnvan- jine	27	28,5	0-5	52	52	-
							0-10	51	51	-
							0-15	49	49	-
							0-20	47	47	-
101477	F.T.	Silin- dirik (Ödem- li)	Ante- rior flap	Hassas değil	37	37	0-5	42,5	41	(-) 1,5
							0-10	41	40	(-) 1
							0-15	39,5	39	(-) 0,5
							0-20	38,5	38	(-) 0,5
1128874	M.G.	Silin- dirik	Ante- rior flap	Hassas değil	27,5	27,5	0-5	59	58	(-) 1
							0-10	56	55	(-) 1
							0-15	52	52	-
							0-20	48	48	-
301016	İ.D.	Konik	Orta hatta	Hassas değil	30	31	0-5	44	44	-
							0-10	40	40	-
							0-15	37	37	-
							0-20	34	34	-
1104833	Ö.O.	Konik	Orta hatta	Hassas değil	21	23	0-5	46,5	46,5	-
							0-10	42	42	-
							0-15	40	40	-
							0-20	35,5	35,5	-
1103977	B.T.	Konik	Orta hatta	Hassas değil	22	27	0-5	65	66	1
							0-10	61,5	62	0,5
							0-15	57	58	1
							0-20	48,5	49	0,5
1113159	B.B.	Konik	Orta hatta	Hassas değil	22	23	0-5	44	44	-
							0-10	43	43	-
							0-15	40	40	-
							0-20	39	39	-

( - ) Bir değişiklik yok.

yüzeysel duyu normal olarak tesbit edilirken, 5 güdüğün alt ucunda hipoestezi saptandı. 8 amputede fantom hissi ve I amputede fantom ağrısı olduğu izlendi (Tablo VI).

Total te'aslı kuadrilateral emeli protez kullanan amputelerin 7 sinin güdük adalelerinin tonusu orta, 4 ünün yumuşaktır. 3 amputenin güdük sıcaklığı diğer kısımlar ile aynı ve 9 unun alt ucunun daha soğuk olduğu tesbit edildi. 4 amputenin güdüklerinde yüzeysel duyu normal, 7 sinde alt uğa hipoestezi saptandı. 7 amputede sadece fantom hissine rastlandı (Tablo VII).

Birinci gruptaki amputelerin güdük adalelerine yapılan adale testi sonuçlarına göre, 4 amputenin kalça ekstansörleri ve 3 ünün kalça fleksörleri, 5 inin abduktörleri ve 9 unun adduktörleri 4 ; I amputenin kalça adduktörleri 3 değerinde bulunmuştur. Diğer adale değerleri 5 olarak tesbit edilmiştir. 5 amputede kalça fleksör ve 6 amputede eksternal rotatör kontraktürü, 4 ampute dışında hepsinde kalça rotasyon hareketlerinde limitasyon saptandı (Tablo VIII).

İkinci gruptaki amputelerin 2 sinin kalça ekstansörleri 3 ve 7 sinin 4 ; 5 inin kalça abduktörleri, 7 sinin adduktörleri 4 ; 4 amputenin adduktörleri 3 ve diğer adale değerleri 5 olarak tesbit edildi. 4 amputede kalça fleksörlerinde, I inde abduktörlerinde ve 7 sinde eksternal rotatörlerinde kontraktür saptandı. 3 ampute dışındakilerde kalça eksternal ve internal rotasyonlarının limitli olduğu görüldü (Tablo IX).

Total te'aslı kuadrilateral protezli amputelerin güdük adalelerindeki ortalama retraksiyon miktarı M.Rectus femoris'de 0,3 cm., Hestring grup adalelerde 0,1 cm., Adduktör grup adalelerde 0,5 cm. ve M.tensor fascia lata'da 0,2 cm. olarak bulunmuştur (Tablo X).

Total te'aslı kuadrilateral emeli protezli amputelerin güdük

TABLO VI

## TOTAL TEMASLI KUADRİLATERAL PROTEZLİ ALPÜTELERDE GÜBÜK ÖZELLİKLERİ

PROT.NO.	İSİM	ADALELİ YUMUŞAK RİN GEÇİDOKUNUN NEL DÜ. DURULU		KEMİ- CİN DURULU	DERİ- RİN DURULU	KAN DOLA- CILININ ÖZELLİK.	DUYU ÖZEL- LİKLERİ	FANTOL.	
								His- si	Ag- rısı
673917	S.L.	Sıkı	Orta	Normal	Normal	Normal	Normal	Yok	Yok
557740	F.K.	Yumuşak	Yumuşak	Düz	Normal	Alt uç soğuk	Skar çevre- sinde hipoes- tezi	Var	Yok
965658	L.P.	Orta	Orta	Düz	Normal	Alt uç	1/4 alt uçta hipoestezi	Var	Yok
163201	Y.E.	Yumuşak	Yumuşak	Düz	Graft dokusu	Alt uç soğuk	Normal	Var	Yok
393240	Z.B.	Orta	Orta	Düz	Normal	Normal	Normal	Yok	Yok
1108036	E.K.	Yumuşak	Yumuşak	Düz	Normal	Alt uç soğuk	Normal	Var	Var
751783	F.S.	Sıkı	Orta	Konveks	Normal	Normal	Alt uçta hipoestesi	Var	Yok
972957	Y.S.	Sıkı	Orta	Normal	Normal	Alt uç soğuk	Alt uçta hipoestesi	Var	Yok
1103951	S.A.	Yumuşak	Yumuşak	Düz	Normal	Alt uç soğuk	Normal	Yok	Yok
1108746	D.A.	Sıkı	Orta	Normal	Normal	Alt uç soğuk	Alt uçta hipoestesi	Var	Yok
210438	A.K.	Orta	Orta	Normal	Normal	Alt uç soğuk	Normal	Var	Yok

TABLO VII

## TOTAL TEMASLI KUADRİLATERAL ETELİ PROTEZLİ ALPÜTELERDE GÜBÜK ÖZELLİKLERİ

PROT.NO.	İSİM	ADALELİ YUMUŞAK RİN GEÇİDOKUNUN NEL DÜ. DURULU		KEMİ- CİN DURULU	DERİ- RİN DURULU	KAN DOLA- CILININ ÖZELLİK.	DUYU ÖZEL- LİKLERİ	FANTOL.	
								His- si	Ag- rısı
954721	M.	Orta	Orta	Normal	Normal	Alt uç soğuk	Normal	Yok	Yok
943337	F.K.	Orta	Orta	Normal	Normal	Alt uç soğuk	Normal	Yok	Yok
474768	F.C.	Yumuşak	Yumuşak	Konkav	Graft dokusu	Alt uç soğuk	Alt uçta hipoestesi	Var	Yok
964814	R.B.	Orta	Yumuşak	Normal	Normal	Alt uç soğuk	Alt uçta hipoestesi	Var	Yok
681432	K.Y.	Yumuşak	Yumuşak	Normal	Normal	Alt uç soğuk	Alt uçta hipoestesi	Yok	Yok
101477	F.T.	Orta	Yumuşak	Düz	Normal	1/3 alt kısmı soğuk	Normal	Var	Yok
1128874	F.G.	Orta	Orta	Düz	Normal	Normal	Posterodis- talde hipo- estesi	Yok	Yok
301016	İ.D.	Orta	Orta	Düz	Normal	Normal	Normal	Var	Yok
1104833	Ö.O.	Yumuşak	Yumuşak	Düz	Normal	Alt uç soğuk	Posterodis- talde hipo- estesi	Var	Yok
1103977	P.T.	Orta	Yumuşak	Konkav	Normal	Alt uç soğuk	Alt uçta hipoestesi	Var	Yok
1113159	P.D.	Yumuşak	Yumuşak	Konkav	Skar doku var	Alt uç soğuk	Alt uçta hipoestesi	Var	Yok

TABLO VIII

TOTAL NERHASTI UADRI LATERAL PROTRITİ AMPUTELLERDE SAĞCA DİLEMLERİN DURUMU

PROJE NO. İSİM	HAZIRLANAN GEREKİMLİK						ADALET DURUMU				DİĞER DURUM			
	Fleksiyon	Ekstansiyon	Abduksiyon	Adüksiyon	Rotasyon	Fleksiyon	Ekstansiyon	Abduksiyon	Adüksiyon	Fleksiyon	Ekstansiyon	Abduksiyon	Adüksiyon	
673917 S.D.	0-130°	0-10°	0-45°	0-40°	Normal	5	5	5	5	-	-	-	Rotasyon	
557740 ...	0-105°	0-5°	0-45°	0-35°	Normal	5	5	5	4	-	-	-	5°	
965658 L.P.	0-125°	0-10°	0-36°	0-25°	Normal	4	5	5	4	-	-	-	5°	
163201 Y.E.	0-120°	0-10°	0-40°	0-35°	Normal	5	4	4	4	-	-	-	10°	
393240 B.	5°-115°	-5°-0	0-45°	0-35°	Normal	5	5	5	4	Var	-	Var	5°	
1108036 ...	5°-95°	-5°-0	0-35°	0-20°	Normal	5	4	4	4	Var	-	Var	5°	
751783 S.	5°-95°	-5°-0	0-40°	0-30°	Normal	5	4	5	4	Var	-	Var	5°	
972957 Y.S.	0-90°	0-10°	0-45°	0-30°	Normal	5	5	4	4	Var	-	Var	5°	
1103951	0-100°	0-10°	0-35°	0-20°	Normal	4	5	4	3	-	-	-	5°	
1108746	5°-100°	-5°-0	0-30°	0-20°	Normal	5	4	4	4	Var	-	Var	5°	
210438 A.	5°-105°	-5°-0	0-40°	0-20°	Normal	4	5	5	4	Var	-	Var	5°	

FABLO IX

TOTAL TERASLI JOADHIFATURAL ERSIN PROBLEMI ANPULTEKARDE VAICA HILIMFITH DUYU

PROF NO. ISIM	VAICAHIN KAPRINI GEMISITGI						ADELE DUVETI				LOTERAVTÜR				GÜDÜGÜDÜ	
	Flekt- yon	Ekstan- slyon	Abduk- slyon	Abduk- slyon	Rotas- yon	Flekt- sör	Ek- thnsör	Abduk- tör	Abduk- tör	Flekt- sör	Ek- tör	Abduk- tör	Flekt- sör	Ek- tör	Rotas- tör	güy- siyo
954921 E.B.	0-115°	0-10°	0-40°	0-35°	14-1411	5	3	4	4	-	-	-	-	Rotas- Var	5°	5°
943337 E.B.	0-110°	0-10°	0-35°	0-30°	14-1411	5	3	4	3	-	-	-	-	Var	5°	5°
494968 E.C.	0-110°	0-5°	0-35°	0-30°	14-1411	5	4	4	3	-	-	-	-	Var	5°	5°
964814 E.B.	0-120°	0-10°	0-40°	0-40°	Normal	5	4	4	3	-	-	-	-	-	5°	5°
681432 E.Y.	0-110°	0-10°	0-40°	0-35°	Normal	5	4	5	4	-	-	-	-	-	5°	5°
101477 E.E.	10-100°	-10-(-)5°	-10-245°	-10-35°	14-1411	5	4	5	4	Var	Var	Var	Var	Var	10°	5°
1128874 E.G.	5-95°	-5-0	0-35°	0-30°	14-1411	5	5	5	4	Var	-	-	-	Var	5°	5°
301016 E.D.	0-120°	0-10°	0-40°	0-40°	14-1411	5	4	4	4	-	-	-	-	Var	5°	5°
1104833 E.O.	5-90°	-5-0	0-40°	0-25°	Normal	5	4	5	4	Var	-	-	-	-	10°	5°
1103977 E.F.	5-110°	-5-0	0-40°	0-25°	14-1411	5	4	5	3	Var	-	-	-	Var	5°	5°
1113159 E.B.	0-110°	0-5°	0-40°	0-35°	14-1411	5	5	5	4	-	-	-	-	Var	5°	5°

TABLO X

TOTAL TENASLI KUADRİLATERAL PROTEZLİ MİPUTELERİN GÜÇK ADALELERİNİN RETRAKSİYON MİKTARI (cm)

PROT NO.	İSİM	L. RECTUS FELORIS			MEL STRING GRUP			ADDUKTOR GRUP			L. TENSOR FASYA LATA		
		Per Bes	Izo met	FARK	Per Bes	Izo met	FARK	Per Bes	Izo met	FARK	Per Bes	Izo met	FARK
673917	S.U.	22	22	0	20	20	0	18	17,5	0,5	19	19	0
557740	F.K.	11	10,5	0,5	10	9,5	0,5	10,5	9,5	1	14,5	14	0,5
965658	L.P.	24	24	0	17,5	17	0,5	14,5	14	0,5	25	25	0
153201	V.E.	25,5	23	2,5	13	13,5	-0,5	13	11,5	1,5	21	20	1
393240	Z.P.	12	12	0	10	10	0	8	7,5	0,5	10,5	10,5	0
1108036	E.K.	12	11,5	0,5	10	10	0	10,5	10	0,5	11	11	0
751783	F.S.	13,5	13,5	0	9,5	9,5	0	8,5	8	0,5	13,5	13,5	0
972957	V.S.	12	12	0	13	12,5	0,5	10	10	0	11	11	0
1103951	S.A.	10	10	0	10,5	10	0,5	13	13	0	14,5	14	0,5
1108746	D.A.	12,5	12,5	0	10	10	0	8	8	0	9,5	9,5	0
210438	A.K.	8	8	0	7	7	0	8,5	8	0,5	9	8,5	0,5
ORTALAMA RETRAKSİYON MİKTARI		0,3			0,1			0,5			0,2		

TOTAL TENASLI KUADRİLATERAL EMELİ PROTEZLİ MİPUTELERİN GÜÇK ADALELERİNDEKİ RETRAKSİYON MİKTARI (cm)

PROT NO.	İSİM	L. RECTUS FELORIS			MEL STRING GRUP			ADDUKTOR GRUP			L. TENSOR FASYA LATA		
		Per Bes	Izo met	FARK	Per Bes	Izo met	FARK	Per Bes	Izo met	FARK	Per Bes	Izo met	FARK
954721	F.S.	15	15	0	16	15,5	0,5	10	9	1	11	10,5	0,5
943327	F.F.	14	13,5	0,5	15	14,5	0,5	11	10	1	12	11,5	0,5
174768	F.C.	20	20	0	19	19	0	16	15,5	0,5	17	17	0
964814	R.B.	19	18,5	0,5	18	18	0	15	14,5	0,5	16	16	0
681432	K.Y.	15	14,5	0,5	14	13	1	14	12	2	15	14,5	0,5
101477	G.T.	21	20,5	0,5	18	17	1	15,5	15	0,5	15	15	0
1128874	L.G.	20	20	0	19	18	1	16	15,5	0,5	16	15	1
301016	İ.D.	18	18	0	19	19	0	17	16	1	18	17	1
1104839	Ö.O.	12	11	1	8	6	2	9	7,5	1,5	11	11	0
1103977	B.T.	16	15	1	15	13,5	1,5	14	13	1	15	14,5	0,5
1113159	B.O.	15	14,5	0,5	14	13	1	13	12	1	16	15,5	0,5
ORTALAMA RETRAKSİYON MİKTARI		0,4			0,8			1			0,5		

adalelerinde tesbit edilen ortalama retraksiyon miktarı, M. Rectus femoris'de 0,4cm., Hamstring grup adalelerde 0,8cm., Adduktör grup adalelerde Icm. ve M. tensor fasya lata'da 0,5cm. dir (Tablo XI).

Birinci gruptaki amputelerin 7 sinin abdominal adaleleri, 4 ünün Erektör spinal grup adaleleri ve I inin M. Quadratus Lumborum'u 4 değe-rindedir. 2 amputenin Erektör spinal grup adaleleri 3 ve diğer adale kuvveti değerleri 5 olarak tesbit edildi. 4 amputenin Lomber ekstansör-lerinde kısıklık olduğu saptandı (Tablo XII).

İkinci grup amputelerin 8 inin Abdominal grup, 5 inin Erektör spinal grup, 2 sinin M. Quadratus Lumborum adalelerinin kuvveti 4 ; I amputenin Abdominal grup ve 2 sinin Erektör spinal grup adaleleri 3 olarak tesbit edildi. Saptanan diğer adale kuvveti değerleri 5 dir. 5 amputenin Lomber ekstansörlerinde kısıklık saptandı (Tablo XIII).

Birinci gruptaki 7 ampute ortalama 7 sene 8 aydır protez kullan-maktadır. Bunların 5 inin total te aslı kvadrilateral, I inin kvadrilate-ral açık uçlu emeli protezi vardır. Birinin yaptığı suspansiyona yardım-cı olması için 2 proteze Silasien band ilâve edilmiştir. Total te aslı kvadrilateral diz eklemi kilitli protez kullanan bir amputede suspansi-yon Silasien band ile sağlanmaktadır. II a puteye uygulanan total te as-lı kvadrilateral protezlerde suspansiyon iso etrik kontraksiyon ile elde edilmektedir (Tablo XIV).

İkinci grupta, 2 tanesi Silasien bandlı konvansiyonel tip, I i kvadrilateral açık uçlu emeli ve I i total te aslı kvadrilateral emeli ve Silasien bandlı olmak üzere 4 ampute, ortalama 8 senedir protez kullan-maktadır. II a puteye uygulanan total te aslı kvadrilateral emeli protezlerde suspansiyon negatif basınç ile sağlanmaktadır (Tablo XV).



TABLO XII

TOTAL TEMASLI KUADRİLATERAL PROTEZLİ AMPUTELERİN  
GÖVDE ADELELERİNİN ÖZELLİKLERİ

PROT NO.	İSİM	ADELE KUVVETİ			KISALIKLAR
		ADDOMİNAL GRUP	EREKTÖR SPI- NAL GRUP	L. QUADRATUS LUMBORUM	LUMBAL EKS- TANSÖRLER
673917	S.U.	5	5	5	Yok
557740	F.K.	4	5	5	Yok
965658	L.P.	5	5	5	Yok
163201	Y.E.	4	4	5	Var
393240	Z.B.	4	4	5	Yok
1108036	E.K.	4	4	5	Var
751783	F.S.	4	4	5	Yok
972957	Y.S.	4	4	4	Var
1103951	S.A.	4	3	4	Var
1108746	D.A.	3	3	5	Yok
210438	A.K.	4	5	5	Yok

TABLO XIII

TOTAL TEMASLI KUADRİLATERAL EKLELİ PROTEZLİ AMPUTELERİN  
GÖVDE ADELELERİNİN ÖZELLİKLERİ

PROT. NO.	İSİM	ADELE KUVVETİ			KISALIKLAR
		ADDOMİNAL GRUP	EREKTÖR SPI- NAL GRUP	L. QUADRATUS LUMBORUM	LUMBAL EKS- TANSÖRLER
954721	F.S.	5	5	5	Yok
943337	F.F.	4	5	5	Yok
474768	F.C.	4	4	5	Var
964814	R.B.	4	5	5	Yok
681432	K.Y.	4	4	5	Var
101477	F.T.	4	4	5	Var
128874	F.G.	4	3	4	Var
201016	F.D.	5	5	5	Yok
104833	R.O.	5	4	5	Yok
103977	F.T.	4	3	5	Var
113159	B.B.	5	5	5	Yok

TABLO XIV

TOTAL TEMASLI KUADRİLATERAL PROTEZLİ AMPUTELERİN ESKİ VE YENİ PROTEZLERİNİN ÖZELLİKLERİ

PROT NO.	İSİM	ESKİ PROTEZİN ÖZELLİKLERİ				YENİ PROTEZİN ÖZELLİKLERİ		
		KAC YIL	AĞIR. (Kg)	TİPİ	SUSPAN-SİYON	AĞIR. (Kg)	TİPİ	SUSPAN-SİYON
673917	S.U.	12	3	Total temaslı kuadrilateral modular pilon	Emme	3	Total temaslı kuadrilateral modular Pilon	İzometrik kontraksiyon
557740	K.K.	7	4	Total temaslı kuadrilateral	Emme + Silasiyen band	3,5	Total temaslı kuadrilateral modular Pilon	İzometrik kontraksiyon
965658	L.P.	-	-	-	-	3,5	Total temaslı kuadrilateral modular Pilon	İzometrik kontraksiyon
163201	Y.E.	-	-	-	-	3	Total temaslı kuadrilateral modular Pilon	İzometrik kontraksiyon
393240	Z.B.	6	3	Total temaslı kuadrilateral modular pilon	Emme	3	Total temaslı kuadrilateral modular Pilon	İzometrik kontraksiyon
1108036	E.K.	-	-	-	-	3	Total temaslı kuadrilateral modular Pilon	İzometrik kontraksiyon
751783	M.S.	3	4	Total temaslı kuadrilateral	Emme	3	Total temaslı kuadrilateral modular Pilon	İzometrik kontraksiyon
972957	Y.S.	5	5	Kuadrilateral açık uçlu	Emme + Silasiyen band	4	Total temaslı kuadrilateral soketli	İzometrik kontraksiyon
1103951	S.A.	4	4	Total temaslı kuadrilateral dizli	Silasiyen band	3	Total temaslı kuadrilateral modular Pilon	İzometrik kontraksiyon
1108746	D.A.	-	-	-	-	4	Total temaslı kuadrilateral soketli	İzometrik kontraksiyon
210438	A.K.	18	4,5	Total temaslı kuadrilateral	Emme	3	Total temaslı kuadrilateral modular Pilon	İzometrik kontraksiyon

TABLO XV

## TOTAL TEMASLI KUADRİLATERAL EKLELİ PROTEZLİ AMPUTELERİN ESKİ VE YENİ PROTEZLERİNİN ÖZELLİKLERİ

PROT. NO.	İSİ	ESKİ PROTEZİN ÖZELLİKLERİ				YENİ PROTEZİN ÖZELLİKLERİ		
		KAÇ YIL	AĞIR. (Kg)	TİPİ	SUSPAN-SİYON	AĞIR. (Kg)	TİPİ	SUSPAN-SİYON
954721	P.S.	-	-	-	-	3	Total temaslı kuadrilateral soketli	Emme
943337	P.N.	-	-	-	-	4	Total temaslı kuadrilateral soketli	Emme
474768	F.C.	-	-	-	-	3,5	Total temaslı kuadrilateral soketli	Emme
964814	P.S.	-	-	-	-	4	Total temaslı kuadrilateral soketli	Emme
681432	K.Y.	-	-	-	-	4	Total temaslı kuadrilateral soketli	Emme
101477	P.T.	-	-	-	-	3	Total temaslı kuadrilateral soketli	Emme
1128874	P.G.	12	3	Konvansiyonel	Silasiyen band	4	Total temaslı kuadrilateral soketli	Emme
301016	İ.D.	8	3,5	Total temaslı kuadrilateral	Emme + Silasiyen band	3,5	Total temaslı kuadrilateral soketli	Emme
1104833	Ö.O.	4	3,5	Kuadrilateral açık uçlu	Emme	4	Total temaslı kuadrilateral soketli	Emme
1103977	P.T.	-	-	-	-	4	Total temaslı kuadrilateral soketli	Emme
1113159	B.B.	8	4	Konvansiyonel	Silasiyen band	3	Total temaslı kuadrilateral soketli	Emme

METOD :

Çalışmaya alınan amputelere total temaslı kuadrilateral soketli protez uygulanmıştır. Suspansiyon, birinci grupta izometrik kontraksiyon ve ikinci grupta negatif basınç ile sağlanmıştır. Bütün protezlerde SACH ayak ve sabit firiksiyonlu diz eklemi kullanılmıştır.

Güçük şekli silindirik olan amputeler, birinci gruba ve konik olanlar ikinci gruba alınmıştır. Konik şekilli güdük olan amputelerin bir kısmının, güdük adale kuvvetinin ve eklem hareket genişliğinin normal olması, birinci gruba alınmasına sebep olmuştur. Aynı durum ikinci grup için de söz konusudur, silindirik şekilli fakat adale kuvveti zayıf olan güdükler ikinci grupta incelenmiştir (Tablo IV,V).

Güçük adalelerinde retraksiyon miktarı, 0-1 cm. olan amputeler birinci gruba alınırken, 1 cm.nin üstünde olanlar ikinci gruba alınmıştır (Tablo X,XI).

Güçük boyu, Trokanter major'den kemik ucuna ve yumuşak dokunun sonlandığı yere kadar olmak üzere iki ayrı şekilde tesbit edilmiştir(Resim I). Soket ile güdük arasındaki uyumun sağlanabilmesi bakımından, kemik boyu ölçüt olarak alınmıştır. Trokanter Major'den itibaren 5 cm. aralıklarla güdük çevre ölçüleri, eğitimin başladığı ve sonlandığı günlerde iki kez alınmış ve aralarındaki fark saptanmıştır (Resim 2).



Resim 1 - Güdük boyu ölçümü



Resim 2 - Güdük çevre ölçümü

Güdüğün kan dolaşımındaki değişiklikler palpasyon ile, yüzeysel du-  
yudaki değişiklikler ise iğne<sup>(x)</sup> ile tesbit edilmiştir. İzometrik kontrak-  
siyon sırasında adaleler el ile femur üzerinde kaydırılarak, genel tonus  
sıkı, orta, yumuşak olarak sınıflandırılmıştır (Resim 3).



Resim 3 - Güdük adale tonusunun saptanması

Ampute taraf kalça ekleminin hareket genişliği, adale kuvveti, kont-  
raktürler, gövde adalelerinin kuvveti ve kısalıklar sağlam taraf ile karşı-  
laştırmalı olarak tesbit edilmiştir. Kalça ekleminin hareket genişliği, gü-  
dük adduksiyon ve fleksiyon açısı gonyometri ile ölçülmüştür. Güdüğün yapa-  
bildiği maksimum adduksiyonda femurun vertikal eksen ile yaptığı açı ile  
maksimum ekstansiyonda femurun vertikal eksen ile yaptığı açı kaydedilmiş-  
tir (Resim 4).

kalça eklemi rotasyon hareketindeki azalma gözlem ile genel olarak  
saptanmış ve limitli veya normal olarak adlandırılmıştır. Eksternal rotator-  
lerdeki kontraktürler de aynı şekilde tesbit edilmiştir.

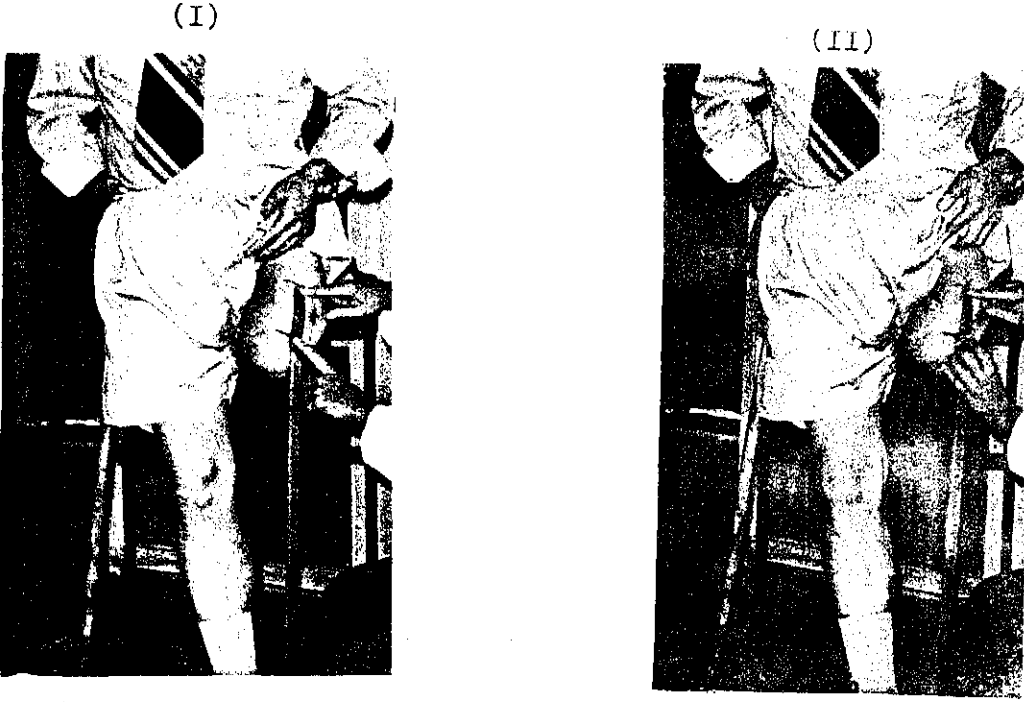
(x) - Amputenin gözü kapalı iken iğnenin sivri ve küt tarafları güdük üzerine  
değdirilerek her iki şekli ayırdetme özelliği test edilmiştir.



Resim 4 - Güdük fleksiyon  
aıcısının lm

Osteomyoplasti tekniğinin uygulanıp uygulanmamış olduğunu gösteren ölçütlerden biri olarak adalelerdeki retraksiyon miktarını kabul eden bir çalışmadan (18) yararlanılarak, adale gruplarının yaptıkları izometrik kontraksiyonlar ve açığa çıkan retraksiyon miktarı saptanmıştır. İzometrik kontraksiyon anında güdük ucunda en fazla ve üst kısımda en az hareket eden noktada tesbit edildikten sonra, bu iki nokta arasındaki mesafe, adaleler gevşemiş durumda iken ve izometrik kontraksiyon yaptıkları zaman ölçülerek arasındaki fark kaydedilmiştir (Resim 5).

Değerlendirme sonuçlarına göre, her iki gruba da gerekli olan kuvvetlendirme ve germe egzersizleri yaptırılmıştır. Özellikle kalça ekstansör ve adduktrlorine dinamik egzersizler, güdük adalelerinin izometrik kontraksiyonu ve germe egzersizleri, karın ve sırt adalelerini kuvvetlendirme egzersizleri öğretilmiştir. İzometrik kontraksiyon günde en az 200 kere ve diğerk egzersizleri günde 2 sefer 10 ar kere uygulatılmıştır.



Resim 5 - Güdük retraksiyon miktarının llmesi  
I- Kaslar serbest durumda iken,  
II- Kaslar izometrik olarak kasıldıkları zaman.

Protez eğitiminde ise her iki gruba da protezini takıp-çıkarma, öğretilip, eğitim öncesi korkuyu gidermek amacıyla ilk gün ampute paralel barda diz eklemi kilitli olarak serbest yürütülür. Paralel bar içinde denge ve protezli tarafa ağırlık verme egzersizleri verilmeden önce, diz eklemi kontrolunu ve suspansiyonu ne Şekilde sağlayacağı öğretilmiştir. Paralel bardan tutunarak yürürken her sallanma fazının başında amputenin izometrik kontraksiyon yapması, duruş fazının başında adalelerini gevŐetmesi ve orta duruş fazında kalça ekstansörlerini kasarak diz ekleminde sağlaması üzerinde çalışılmıştır. Eğitim sırasında maksimum izometrik kontraksiyon yapmasına rağmen piston hareketinin devam etmesi, bazı amputelerde gözlenmiştir.

Paralel bar içinde durumuna göre diz eklemi açık veya kilitli olarak baston ile yürüme öğretilip, amputenin kendine güveni ve dengesi geliŐtikten sonra, paralel bar dışında baston ile yürüme devresine geçilmiŐtir. Amputelerin bar dışında yürürken protezlerine ağırlık vermedikleri durumlarda, baston protezli tarafa verilerek eğitime devam edilmiştir. Diz eklemi açık olan amputelere, dizlerini sallanma sallanma fazı başında maksimum fleksiyona getirmeleri öğretilmiş ve normal yürüme yüzeyinin sağlanması için 10-15 cm. aralık ile çizilen çizgiler arasında yürütülmüŐ olan amputeler her iki taraf ile ayak boyları kadar adım atmaları üzerinde çalıŐtırılmıŐtır.

Günlük eğitim süresi 6 saat olarak kararlaştırılmıştır. Amputelere 15 dakika eğitim programı uygulanmış ve 10 dakika dinlenme verilmiştir. Eğitimin başında veya sonunda olunmasına, kişinin yaşına, kilosuna ve eski protez tecrübesinin olmasına bağlı olarak bu sürelerde, eğitim süreci içinde bir miktar değişiklikler olmuş ise de, mümkün olduğu kadar bu sınırlar içinde kalınmaya çalışılmıştır.

Yürüme analizi yapılırken, yürüme periyodunun belirli devrelerinde baş, kollar, gövde ve protez ile diğer alt ekstremiteler arasında sagittal düzlemde meydana gelen koordine olmayan hareketler yandan ve frontal düzlemde ortaya çıkan asimetric hareketler arkadan veya önden gözlenmiştir. Örneğin, iskiyal bölgedeki ağrı, korku veya emniyetsizlik hissine bağlı olarak amputenin, protezli tarafın duruş fazını kısaltması ve ağırlığı diğer bacağına hızla aktarması yandan (Resim 6), bu arada meydana gelen gövdenin lateral fleksiyonu, ampute önden veya arkadan izlenerek tesbit edilmiştir (Resim 7).



Resim 6 - Amputenin arkadan izlenmesi



Resim 7 - Amputenin yandan izlenmesi



TABLO XVI.  
TOWAL TƏVƏSİTİ QADRI İLƏTƏL SƏMƏTİ PROQRAFI İN LİANANİ APTULİTİRDİ İLK KONTROLİDİ GƏTİLƏR  
YÖRÜMƏ BÖLÜMÜ İLƏRİ

PROQ NO. İSİM	BAS TON SUS	ABDUK- SIYON YÜRÜYÜ- SÜ	QOVDA- LA- TƏRƏLİ- EĞİTİL- Sİ	SİRUM- DİSİ- YON YÜ- RÜYÜSÜ	SALLAN- MA FATI İRƏSİ	TOPUK YAPUSUN DARASIN ROTAS- YONU	DİTİN ANİ İLİTİL- Sİ	TOPUĞUN ATILMA MASI	TOPUĞUN FATLA TALIN- MASI	ADIN ƏSİT- Sİ Sİ	AYAĞIN ANİ DÜŞMƏ- Sİ	İUN- BAR LOR- DOR	SƏMƏ- PUN YÜRÜYÜ- Sİ
673917 S.İ.	Bas ton sus	-	-	Yeter- siz dizi- yən	-	Topuk tastisi- sərt	-	-	-	İskid-Glu- teal bölgə hassas	-	-	-
557740 K.B.	Bas ton sus	-	-	-	Güdüklü- soket yuyulmuş yıl qət	Topuk tastisi- sərt	-	-	-	-	-	-	Yeter- siz dizi- yən
965653 L.P.	Bas ton sus	İmaniyət siziylük hissi	İmaniyət siziylük hissi	-	-	-	-	-	-	İskid-Glu- teal bölgə hassas və əhmiyyətsiz	-	İskid bölgə dəyirli	Yeter- siz dizi- yən
163201 Y.B.	Bas ton sus	-	İmaniyət siziylük hissi	-	-	-	-	-	-	İmaniyət- siziylük hissi	-	Gövde ədələ- ti zə- yif	Yeter- siz suspan siziylən
393240 K.B.	Bas ton sus	-	-	Yeter- siz dizi- yən	-	-	-	-	-	Alışkanlığa dəyirli səhifə ki- şiltiyor	-	Gövde ədələ- ləri zə- yif	-
1108036 K.B.	Bas ton sus	-	-	Suspan siziylən yeterli	-	-	Ami kəf- ca siziylən yapılır	-	-	İskid bölgə ədələtilmə və əhmiyyətsiz	-	-	-
751783 K.B.	Bas ton sus	-	-	-	Postet- tik dizi eklemlə ayarı dozok	-	Ami kəf- ca siziylən yapılır	-	-	-	-	-	Yeter- siz dizi- yən
972957 K.B.	Bas ton sus	-	-	-	-	Topuk tastisi- sərt	-	-	-	-	-	Gövde ədələtilmə səhifə ki- şiltiyor	Yeter- siz dizi- yən
1103951 S.A.	Bas ton sus	İmaniyət siziylük hissi	-	-	Güdüklü- soket yuyulmuş yıl qət	-	-	-	-	-	-	Gövde ədələtilmə səhifə ki- şiltiyor	Yeter- siz dizi- yən
1108746 D.A.	Bas ton sus	-	-	Yeterli diziylük siziylən	-	-	-	-	-	-	-	Topuk tastisi- sərt	Gövde ədələtilmə səhifə ki- şiltiyor
210438 A.B.	Bas ton sus	-	-	-	-	-	-	-	-	Yeterli diziylük siziylən	-	-	Alışkanlığa dəyirli səhifə ki- şiltiyor



Yürüme bozukluklarından abduksiyon yürüyüşü, sekerek yürüme ve lumbal lordozun artması normal kişilerin yürüyüş paternleri ile karşılaştırılarak saptanırken, diğer yürüyüş bozuklukları, amputenin protezli ve normal tarafları arasındaki farklılıklar gözlenerek tesbit edilmiştir.

Eğitimin başında yapılan ilk kontrolde, güdük ile soket arasındaki total temasın devamlılığı, piston hareketinin olup olmadığı, yükün Tüberositas iskii'de taşınıp taşınmadığı gözönünde tutularak, yürüyüş analizi yapılmıştır. Yürüyüş bozukluklarına sebep olan, diz eklemi, ayak ve protezin ayarına bağlı nedenler düzeltilmiştir. Sokete ve amputeye bağlı nedenlerin giderilmesine çalışılmıştır (Tablo XVI, XVII).

Total temaslı kuadrilateral soketli protez kullanılan amputelerde suspansiyonun tam olarak sağlanamamasına sebep olan iki durumun varlığı, yani soket ile güdük arasındaki uyumsuzluk ve yetersiz izometrik kontraksiyon araştırılmıştır. Güdük ile total teması olmayan soketlerde düzeltmeler yapılmış fakat 5 amputede güdük ile uyumu sağlanamadığı için yeniden soket yapılmıştır. Bunlardan birinde soket iki kez yenilenmiştir.

Maksimum izometrik kontraksiyonu yapamayan amputelere, bunun ne şekilde olacağı ve suspansiyonun nasıl sağlanacağı tekrar öğretilmiştir.

Total temaslı kuadrilateral emmeli soketli protez kullanılan amputelerde yetersiz suspansiyona bağlı olarak piston hareketi görüldüğü zaman, emme kuvvetinin bozulmasına sebep olan supaba veya güdük ile soket arasındaki total temasa bağlı durumlar araştırılarak gerekli düzeltmeler yapılmış ve piston hareketi önlenmiştir. Güdük ile soket uyumu sağlanamadığı için bir amputede soket yenilenmiştir.

İlk kontrol sonuçlarına göre yapılan düzeltmeler ve verilen eğitim programına rağmen engellenemeyen yürüme bozuklukları son kontrolde tesbit edilmiştir. (Tablo XX).

Merdiven inip-çıkma, amputelerin durumuna göre normal diz üstü çıkışı yani baston, sağlam bacak, protezli ve inişi baston, protezli, sağlam bacak öğretilmiştir. Bu şekilde çıkmaları zor olan amputelere diagonal durarak inip-çıkma verilmiştir. Yokuş inip-çıkma, çeşitli zeminlerde yürüme de amputenin durumuna göre önden veya diagonal olarak yaptırılmıştır.

## T A R T I Ş M A V E B O S U Ç

Diz üstü amputelerine uygulanan rehabilitasyon programının başarısı, esas olarak güdüğün ve kullanılan prötesin özelliklerine bağlı olmaktadır. 1959-1969 yılları arasında Çekoslovakya'da yapılan bir çalışma ile amputasyonların, uyluğun 1/3 üst kısmından % 16 ; ortasından % 44 ve 1/3 altından % 40 oranında yapıldığı gösterilmiştir. Araştırmaya katılan amputelerin 2/3 sinin güdük boyunun 16-29 cm. arasında ve en sık rastlanan güdük boyunun da, 23 cm. olduğu belirtilmiştir (10).

Çalışmaya katılan gruptan 22 kişinin % 27 si uyluğun 1/3 üst kısmından, % 41 i ortasından ve % 32 si, 1/3 alt kısmından ampute edilmiştir. En sık rastlanan güdük boyunun, Çekoslovakya'da yapılan çalışma sonuçlarına uygun olarak, 25-27 cm. arasında olduğu saptanmıştır.

1961-1963 yılları arasında Çekoslovakya'da yapılan bir diğer çalışmada, güdük boyu ile çevre ölçüleri arasındaki bağlantı araştırılmıştır. Elde edilen sonuçlara göre, çevre ölçüleri ile hacim değişikliklerinin en az kısa güdüklerde ve en fazla uzun güdüklerde görüldüğü belirtilmiştir (10). Çalışmaya katılan amputelerin güdük boyu 21 cm. ve altında olanlar kısa, 21-28 cm. arasındakiiler orta, 28 cm. nin üzerinde olanlar ise uzun olarak gruplandırılmıştır. Ortalama çevre ölçüsü, kısa güdüklerde 41 cm., orta güdüklerde 40 cm. ve uzun güdüklerde 44,2 cm. dir. Çevre ölçülerindeki değişiklik miktarı, en az kısa güdüklerde alınırken, Çekoslovakya'da yapılan araştırma sonuçlarının aksine, en fazla orta güdüklerde tesbit edilmiştir.

Diz üstü amputasyonu sonucu, kalça eklemi için rotasyon hareketindeki azalma, literatürde % 10 olarak kabul edilmektedir. Chodera, internal rotasyona göre, eksternal rotasyonun bu durumda daha az etkilendiğini belirtmektedir (10). Çalışmada elde ettiğimiz bulgular, literatür

sonuçlarına uyaktadır. Diz üstü amputelerin çoğunda, kalça eklemi rotasyon hareketinin genişliğinde azalma olduğu ve internal rotasyon hareketinin bu durardan daha çok etkilendiği tesbit edilmiştir.

1974'de Ganguli ve arkadaşları, diz üstü amputelerinin normal kişilere göre, oturma pozisyonunda daha fazla enerji sarfetsellerini, bacak ağırlıkları arasındaki farka ve buna bağlı olarak, yergektini merkezinin yer değiştirmesini ödenek için gövde ve pelvis adalelerinin devamlı aktif kalmasına bağlanışlardır (20). Gillis, 58 kg. olan bir erkeğin, uyluk kısmı 6,3 kg. ve ayak ile birlikte baldır kısmı 4,4 kg. olmak üzere, bacak ağırlığının 10,7 kg. olduğuna belirtiş ve amputasyon sonucu uyluğun % 50 si kesildiğinde, vücut ağırlığının 7,55 kg., yani % 13 azaldığını gösteriştir (43).

Ganguli ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, ortalama vücut ağırlığı 45,8 kg. olan 5 diz üstü amputenin protezlerinin ayak kabı ile birlikte 3,7 kg. olduğuna ve vücut ağırlığının % 8 ini teşkil ettiğini bulmuşlardır. Bu şekilde oluşan asimetrik ağırlık dağılımının, amputelerin ayakta dururken veya yürürken protezlerine yeterince yük veremelerine, dolayısıyla diz deartikülasyonu veya diz altı amputelerine göre, daha fazla enerji sarfetsellerine sebep olduğunu açıklanışlardır (20).

22 diz üstü ampute üzerinde yapılan bu çalışmada, kişilerin yaşı, kilosu, mesleği gözönünde tutularak, uygulanan protez ağırlıkları 3-4kg. olmuştur. Birinci grupta ortalama vücut ağırlığı 57 kg. ve ayak kabı ile birlikte protez ağırlığı 3,2 kg., ikinci gruptakilerin vücut ağırlığı 62,7 kg. ve protez ağırlığı 3,3 kg. olarak bulunmuştur. Protezler ortalama vücut ağırlığının % 5,5 una teşkil etmektedirler. Bu miktarın, Ganguli ve arkadaşlarının buldukları değerlerden farklı olması, protez

yapımında kullanılan albenelerin farklı olmasına bağlanmıştır(TabloXIV,XV)

Her iki grupta gözlenen,eski ve yeni protezler arasındaki fark 0,84 kg. ve 0,19 kg.dır.Bu durum her ampute için ayrı ayrı düşünülürse ortaya çıkan 1-1,5 kg.lık fark ,kişinin fonksiyonel kapasitesine etki eden önemli bir faktör olmaktadır.Protez ağırlığı arttıkça,kişilerin daha çabuk yoruldukları görülmüştür.

1977'de Godfrey ve arkadaşları,prostetik ayağın ağırlığının,yürüyüş hızına ve şekline yaptığı etkileri araştırmışlardır.Yürütme hızının düşmesini,topukların kalkış miktarındaki azalma ile ve yürüyüş şeklindeki değişiklikleri,sallanma ve duruş fazlarına gözleyerek saptamışlardır.Elde ettikleri sonuca göre ideal ayak,amputenin özelliklerine ve diz eklerine bağlı olarak değişmektedir.Bununla beraber yürüyüş bozukluklarına sebep olmalıdır (22).

Çalışmalar boyunca kullanılan SACB ayakların ağırlıklarında önemli bir fark görülmediği için,bu şekilde bir sınıflandırmaya yapılmamıştır.Yürütme analizi yaparken,yürütme hızındaki ve şeklindeki değişiklikler,protezin diğer parçalarına veya amputeye bağlanmıştır.

1976'da Walter ve arkadaşları yaptıkları çalışmada,vasküler nedenlerle diz üstü veya diz altı seviyesinden ampute edilen kişilere göre travmatik nedenlerle ampute edilenlerin rehabilitasyon kapasitelerinin daha yüksek olduğu sonucuna varmışlardır.Çalışmaya katılan travmatik amputelerin 8-9 senedir ve vasküler amputelerin 1-2 senedir protez kullanmış olmaları,travmatik amputelerin daha hızlı yürümelerine etki eden bir faktör olarak kabul edilebilirse de ,esas nedenin, iki grup arasındaki yaş farkı olduğunu göstermişlerdir.Yaş farkının önemini vurgulayan bir diğer sonuç da,travma nedeniyle ampute edilen yaşlı kişilerin,gençlere göre daha yavaş yürümeleridir.Genç travmatik ampute-

TABLO X.VIII

TECRAR EDEN ASIL MUADDİLERİN PROBLEMİ ARPUYERİNİN EĞİTİM BÖLÜMÜNDE YAPABİLDİKLERİ AKTİVİTELER

PROG. NO.	İSİM	DAĞITILAN ADIM SAHİSİ	BASTONLU - BASTONLU - BASTONLU -	İKİP- ÇİTİMA	YOLUS İKİP- ÇİTİMA	İSTENİLİYEN OYUN P-ALINA	YENİ OYUN P-ALINA	BARDEN DİRSEY ALINA	DÜŞÜNME	İNCELİMEYİ AYLANA	İKİP- ÇİTİMA	ÇALIŞMA HAVATI
67917	S.U.	75	Baston suz	Düz durarak	İki ayakla adımlarla	+	+	+	+	+	+	Öğrenci
557740	...	78	Baston suz	Düz durarak	İki ayakla adımlarla	+	+	+	+	+	+	İstediği işi de devam ediyor
965658	L.P.	77	Baston suz	Düz durarak	İki ayakla adımlarla	+	+	+	+	+	+	Öğrenci
163201	Y.E.	72	Baston suz	Düz durarak	İki ayakla adımlarla	+	+	+	+	+	+	Öğrenci
393240	M.B.	65	Baston torlu	Düz durarak	Yan durarak	+	X	X	X	Düzenli yapıyor	-	Ev haneli
1108036	E...	67	Baston tonlu	Yan durarak	Yan durarak	+	X	X	X	Düz hareketli yapıyor	-	İstediği işi de devam ediyor
751783	M.S.	78	Baston suz	Düz durarak	İki ayakla adımlarla	+	+	+	+	+	+	Emekli
972957	Z.S.	76	Baston suz	Düz durarak	İki ayakla adımlarla	+	+	+	+	+	+	İstediği işi de devam ediyor
1103951	S.A.	65	Baston tonlu	Düz durarak	Yan durarak	+	+	X	X	Düzenli yapıyor	-	Ev haneli
1108746	D.A.	69	Baston tonlu	Düz durarak	İki ayakla adımlarla	+	+	+	X	+	+	İstediği işi de devam ediyor
210438	A...	75	Baston suz	Düz durarak	İki ayakla adımlarla	+	+	+	+	+	+	İstediği işi de devam ediyor

(+) Yardımcısı yapabildikleri, (X) Güçlüle yapabildikleri, (-) Yapa adlıları

**LABİO XİV**  
**LOKAL QURULUŞUNUN İNTERAKTİF FİZİKİ TƏHSİLİ**  
**PROQRAMI AÇIQLANIR**

PROQ. NO.	İSİM	DAİMİ ADIM SAVISI	İLƏNİŞ	İLƏNİŞ	İLƏNİŞ	İLƏNİŞ	İLƏNİŞ	İLƏNİŞ	İLƏNİŞ	İLƏNİŞ	İLƏNİŞ	İLƏNİŞ	İLƏNİŞ	İLƏNİŞ	İLƏNİŞ	İLƏNİŞ	İLƏNİŞ	İLƏNİŞ	İLƏNİŞ
PROQ. NO.	İSİM	DAİMİ ADIM SAVISI	İLƏNİŞ	İLƏNİŞ	İLƏNİŞ	İLƏNİŞ	İLƏNİŞ	İLƏNİŞ	İLƏNİŞ	İLƏNİŞ	İLƏNİŞ	İLƏNİŞ	İLƏNİŞ	İLƏNİŞ	İLƏNİŞ	İLƏNİŞ	İLƏNİŞ	İLƏNİŞ	İLƏNİŞ
954721	N.S.	72	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən
943337	N.S.	74	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən
474765	F.C.	65	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən
964814	R.E.	69	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən
681432	N.Y.	70	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən
101477	N.E.	64	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən
1123874	M.G.	68	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən
301016	I.D.	78	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən
1104833	Ö.O.	78	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən
1103977	B.T.	57	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən
1113159	B.B.	56	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən	İstənilən



lerin harcadıkları enerji (% 35, % 37), orta yaşta olan normal kişilerin harcadıkları enerji miktarına (% 34) eşittir. Walter'e göre yaşlı amputeler, harcadıkları enerji miktarını kendi normal sınırlarında tuttukları için, genç amputelere göre daha az enerji sarfetmektedirler (53).

Walter'in elde ettiği sonuçların aksine, 1977'de Reyes ve arkadaşları, rehabilitasyon programının başarısında esas olan unsurun yaş değil, amputasyon seviyesi olduğuna belirterek, unilateral veya bilateral diz altı amputelerin rehabilitasyon kapasitelerinin diz üstü amputelere göre daha yüksek olduğuna, yaptığı çalışma ile göstermiştir (48).

Yaptığımız çalışma sonucu, diz üstü amputelerin Rehabilitasyon kapasitelerine etki eden en önemli faktörlerden birinin, yaş unsuruna olduğu anlaşılmıştır (Tablo XVII - XIX). Yaşları 19-43 arası olan amputelerin, öğretilen çeşitli aktivitelerdeki başarı oranları % 97,8 ve yaşları 43 ün üzerinde olanların ise % 62,5 olarak bulunmuştur. Walter ve arkadaşları, yaş faktörünün önemini yaptıkları çalışma ile belirtirken, amputelerin protez tecrübelerinin olmasına, eğitim açısından bir fark yaratmadığını bildirmişlerdir. Çalışmada çeşitli yaş gruplarındaki amputelerin, protez tecrübelerinin olup olmasına bağlı olarak, rehabilitasyon kapasitelerinden alınan sonuçlar karşılaştırılmıştır. Protez tecrübesi olan veya ilk defa protez kullanan amputeler arasında yaş faktörü, 0,01 olasılık düzeyinde anlamlı bulunmuştur ( $P_{0,01} > 4,28$ ). Protez tecrübesi olmayan genç amputeler, yaşlılara oranla daha fonksiyonel olurlarken, protez tecrübesi olan yaşlı amputeler eğitimin başlangıcında, genç ve protez tecrübesi olmayanlara göre daha fonksiyonel olmaktadır (Tablo II, III, XIV, XV, XVIII, XIX).

1978'de Regel ve arkadaşları alt ekstremitte amputelerinin

fonksiyonel kapasiteleri ile amputasyon seviyeleri arasındaki ilişkiyi araştırmışlardır. Reyes ve arkadaşlarının elde ettiği sonuçların aksine, diz altı amputelerinin, diz üstü ve bilateral amputelere göre daha bağımsız olduklarını (  $P < 0,001$ ), buna karşılık diz üstü ile bilateral amputeler arasında 0,05 düzeyinde belirgin bir fark olmadığını bulmuşlardır (  $P < 0,05$ ). Regel'e göre diz üstü amputelerin fonksiyonel bağımsızlığının yetersiz olmasında, yaş unsuru ve amputasyon sebebi iki önemli etkenlerdir.

Çalışmalarına konu olan iki grup arasında yaş faktörü bakımından 0,01 olasılık düzeyinde anlamlı bir fark bulunmadığı için, amputelere uygulanan protezler arasındaki fark gösterilmesinin, amputasyon sebebi ile yaş unsuru arasındaki ilişkinin, rehabilitasyon kapasitesi üzerindeki etkileri araştırılmıştır. Travma nedeniyle ampute edilen genç kişilerin rehabilitasyon kapasitesi (% 100), yaşlılara (% 66,66) oranla oldukça yüksek bulunmuştur. Vasküler nedenlerle ampute edilenlerin de rehabilitasyon kapasitesinin gençlere (% 100) oranla, yaşlılarda (% 55) daha düşük seviyede ve genel olarak, travmatik amputelerin (% 90,3), vasküler amputelere (% 70) göre, daha aktif olduğu görülmüştür.

Elde ettiği sonuçlar, 1976'da Walter'in ve 1978'de Regel'in amputasyon sebebi ve yaş unsuru arasındaki ilişki üzerine yaptıkları çalışmalara uyaktadır.

Regel'in araştırmasına katılan 27 diz üstü amputenin 11'i baston kullanmaz, 2'si baston ile ve diğerleri çift baston veya koltuk değneği ile yürümüşlerdir (30).

Traugh ve arkadaşları, diz eklemleri kilitli olarak yürüten diz üstü amputelerin normal kişilere göre % 65 daha fazla enerji sarfettiklerini, buna karşılık diz eklemleri kilitli olarak yürüten amputelerin, serbest

yürüyüşlere oranla harcadıkları enerji miktarının pek fazla olmadığını belirtmektedirler (52).

Yapmış oldukları çalışmada, birinci gruptaki amputelerin 7 si ve ikinci gruptakilerin 6 sı bastonsuz yürümektedir. Geri kalan 9 ampute, güven ve destek sağlarken anaıyla baston kullanmaktadır (Tablo XVII).

Total tekaslı kuadrilateral emeli soketli protez uygulanan amputelerden 4 ü, diz eklemi kilitli olarak öğitilmiştir. Bu grupta, diz eklemi serbest kullanan amputelerin normal yürüyüşte, dakikada attıkları adım sayısı ortalama 72 iken, diz eklemi kilitli olan amputelerin 61 olduğu saptanmıştır (Tablo XIX).

Kegel ve arkadaşlarının 154 ampute üzerinde yaptıkları çalışmada amputelerin % 18 inde fantom hissini olmadığını, buna karşılık % 13 ünde şiddetli fantom ağrısının bulunduğunu belirtmişlerdir (30). Çalışmalarına katılan 22 diz üstü amputenin % 68 inde fantom hissi ve sadece 1 amputede fantom ağrısının olduğu saptanmıştır.

Kegel, araştırmasına aldığı amputelerin % 40 ının emekli olduğuna, % 22 sinin eski işine devam ettiğini, % 4 ünün öğrenci olduğuna, % 8 inin amputasyon ve diğer % 9 unun çeşitli tıbbî sorunlar nedeniyle çalışmadığını bildirmektedir (30). Çalışmalarına katılan amputelerin % 68,18 i eski işine devam etmekte, % 13,64 ü öğrenci, % 9,09 u emekli ve % 9,09 u ev hanımıdır (Tablo XVIII-XIX).

1959'da Liberson , 1967-1968'de Carlson izometrik ve izotonik kontraksiyonların adale kuvveti üzerine yaptıkları etkileri araştırmışlardır. Liberson, izotonik kontraksiyon ile geliştirdiği adalenin kuvvetinde % 112, izometrik kontraksiyon ile geliştirdiklerinde ise % 203 artış bulmuştur. Çevre ölçümleri ile kontrol edilen hipertrofi miktarını, birinci grupta % 8,1 ve ikinci grupta % 8,9 olarak tesbit etmiş-

tir(32). Carlson 1967-1968 yılları arasında yaptığı çalışmada, adale kuvvetinin artmasında izometrik egzersislerin, izotonik egzersislere göre % 13 daha etkili olduğunu göstermiştir (8).

Eğitim öncesi ve sonrasında alınan çevre ölçüleri arasındaki fark, suspansiyon izometrik kontraksiyon ile sağlandığı birinci grupta daha belirgindir. Ödem dağılmasına bağlı olarak çevre ölçüsünde meydana gelen azalma ve adale hipertrofisine bağlı olarak çevre ölçülerinde görülen artma, birinci grupta 0,01 olasılık düzeyinde daha anlamlı bulunmuştur ( $t_{0,01} > 0,41$ ).

Her iki grup arasında ortaya çıkan bu farklı durumun nedeni, birinci gruptaki amputelerin, suspansiyonu sağlamak amacıyla, yürürken izometrik kontraksiyon yapılarıdır. Suspansiyonun emme kuvveti ile sağlandığı ikinci grupta, güdük çevre ölçülerinde görülen değişiklikler, soketin, güdük ile temasına ve eğitim süresi boyunca amputelere yaptırılan kuvvetlendirme egzersislerine bağlanmıştır.

Insan ve arkadaşları, 1961'de yaptıkları araştırma ile, total temaslı emmeli soketli protez kullanan amputelerin, maksimum yürütme hızının, normal kişilere göre oldukça düşük olduğunu ve harcadıkları enerji miktarının, normal değerleri % 30 oranında aştığını belirtmişlerdir. Protensiz olarak koltuk değneği ile yürüten amputelerin yürütme hızının, protezli iken elde edilen değerlerden farklı olmadığını, buna karşılık harcadıkları enerjinin, protezli duruma göre % 35 ve normal kişilere göre % 70 daha fazla olduğunu göstermişlerdir (28).

Suspansiyonu adale kuvveti ile sağladıkları için, total temaslı kuadrilateral soketli protez kullanan amputelerde, proprioseptif duyu gelişmektedir. Bu nedenle protezi ve hareketlerini daha iyi kontrol ederek, total temaslı kuadrilateral emmeli soketli protez kullanan ampute-

lere göre yürüyüş şekilleri normale daha yakın olmaktadır (Tablo XX).

Steindler normal yürüyüşte, dakikadaki adım sayısını 90 olarak kabul etmektedir (51). Çalışmamızda, total temaslı kuadrilateral soketli protez kullanan amputelerin dakikadaki adım sayısı 72, total temaslı kuadrilateral emeli soketli protez kullanan amputelerin ise 68 olarak bulunmuştur. Suspansiyonu izometrik kontraksiyon ile sağlayan amputelerin adale gücünde zamanla artma olacağı ve protezlerini daha rahat kontrol edecekleri kabul edildiği için, dakikadaki adım sayılarının normal değerlere daha çok yaklaşacağı düşünülmektedir.

Öğretilen geçitli aktivitelerdeki başarı oranı, birinci grupta % 83,63 ve ikinci grupta % 80 olarak bulunmuştur. Her iki grup arasında yaş unsuru ve amputasyon nedeni bakımından fark olmadığı için, birinci grubun ikinci gruba göre geçitli aktivitelerde başarılı olması, değişik suspansiyonların kullanılması olmasına bağlanmaktadır (Tablo XVII, XIX).

1972'de Efrain ve arkadaşları, diz üstü amputelerde, serbest yürüyüşte protezli tarafın sallama fazı süresinin arttığını, duruş fazı süresinin azaldığını ve protezli tarafta daha az diz fleksiyonu olduğunu saptamışlardır (17). Diz altı amputelerde de duruş fazının kısaldığını ve sallama fazının uzadığını, yapılan çalışmalar göstermektedir (2).

Çalışmamızda elde edilen yürüyüş analizi sonuçlarına göre amputelerin korku, emniyetsizlik veya ağrı nedeniyle duruş fazını kısaltırken, sallama fazını uzattıkları saptanmıştır. Bu nedenle bazı amputelerde yürüyüş bozukluklarından olan sirkü daksiyon, adım eşitsizliği ve sekererek yürüme tesbit edilmiştir. Her iki grupta son kontrolden saptanan yürüme bozuklukları arasında, belirgin bir farklılaşma bulunmamıştır.

TABLO XX

SON KONTROLDE SAPTANAN YÜRÜYÜŞ BOZUKLUKLARI

PROT.No. İSİM	BOY SIVACI YASU	GÖVDE LATERAL FLEKSİ	SİRKÜL- ER DİKSİYON YÜRÜYÜŞÜ	TOPUCUN YETERLİLİK KALISI	ADIM EĞİLİM GİZLİLİĞİ	LİMBAL LORDOZ	SEKEREK YÜRÜYÜŞÜ
673917 S.H.	-	-	-	-	-	-	-
557740 F.K.	-	-	-	-	-	-	-
965658 L.P.	-	Emniyet- sizlik	-	-	-	-	-
163201 Y.E.	-	Emniyet- sizlik	-	-	-	Gövde, ağele zayıflığı ve kısalığı	-
393240 Z.B.	-	-	Yetersiz diz flek- siyonu	-	-	Gövde, ağele zayıflığı	-
1108036 E.K.	Emniyet- sizlik	-	-	-	-	İskial bölge açıklığı	-
751783 F.S.	-	-	-	-	-	Gövde, ağele zayıflığı	İskanlık bağlı ye- tersiz diz fleksiyonu
972957 Y.S.	-	-	-	-	-	Gövde, ağele zayıflığı ve kısalığı	-
1103951 S.A.	-	-	Yetersiz diz flek- siyonu	-	-	Gövde, ağele zayıflığı ve kısalığı	-
1108746 D.A.	-	-	-	-	-	Gövde, ağele zayıflığı	-
210438 A.K.	-	-	-	-	-	-	İskanlık bağlı ye- tersiz diz fleksiyonu
954721 F.S.	-	Emniyet- sizlik	-	-	Emniyet- sizlik	-	-
922637 F.N.	-	-	-	-	İskial bölge	-	-
474768 F.C.	-	-	Yetersiz diz flek- siyonu	-	-	Gövde, ağele zayıflığı ve kısalığı	-
954814 R.B.	Emniyet- sizlik	Emniyet- sizlik	-	-	-	-	-
681432 K.Y.	-	-	-	-	-	-	-
101477 F.T.	-	-	Diz ek- lemi kilitli	Diz ek- lemi kilitli	-	-	-
1128874 F.G.	-	-	Diz ek- lemi kilitli	Diz ek- lemi kilitli	-	-	-
301016 I.D.	-	-	-	-	-	-	-
1104833 C.O.	-	Emniyet- sizlik	-	-	-	Gövde, ağele zayıflığı	-
1103977	-	-	Diz ek- lemi kilitli	Diz ek- lemi kilitli	-	Gövde, ağele zayıflığı ve kısalığı	-
1113159 B.B.	Diz ek- lemi kilitli	-	-	Diz ek- lemi kilitli	-	-	-

TOTAL KEMASLI UADPILALIMPAL SO ETELI  
PROTE LI ANPULIEM

TOTAL KEMASLI UADPILALIMPAL SO ETELI  
SO ETELI PROTE LI ANPULIEM

TABLO XXI

## TOTAL TEMASLI KUADRİLATERAL PROTEZLİ AMPUTELERİN EĞİTİM SÜRELERİ

PROT. NO.	İSİM	EĞİTİMİN		TOPLAM EĞİTİM SÜRESİ (Gün)	GÜNLÜK EĞİTİM SÜRESİ (Saat)	PARALEL BARDA KALMA SÜRESİ		PARALEL BAR DİŞİNDE YÜRÜME SÜRESİ	
		BASLAN GİC TARİHİ	BİTİŞ TARİHİ			DİZ Kİ. DİZ A.	BASTONLU D. SÜZ		
673917	S.U.	27.12.79	11.1.80	12	6	-	+	-	12
557740	M.K.	26.3.80	11.4.80	13	6	-	-	4	9
965658	L.P.	26.3.80	11.4.80	12	6	-	2	4	6
163201	Y.E.	2.5.80	13.5.80	8	6	-	+	2	6
393240	Z.B.	16.5.80	10.6.80	16	6	-	+	16	-
1108036	E.K.	21.5.80	24.6.80	25	6	1	5	19	-
751783	F.S.	22.5.80	6.6.80	12	6	-	+	-	17
972957	Y.S.	28.5.80	17.6.80	15	6	-	+	-	15
1103951	S.A.	2.6.80	24.6.80	17	6	2	3	12	-
1108746	B.A.	12.6.80	4.7.80	16	6	2	1	14	-
210438	A.K.	18.6.80	4.7.80	13	6	-	+	3	10

TABLO XXII

## TOTAL TEMASLI KUADRİLATERAL ENKELİ PROTEZLİ AMPUTELERİN EĞİTİM SÜRELERİ

PROT. NO.	İSİM	EĞİTİMİN		TOPLAM EĞİTİM SÜRESİ (Gün)	GÜNLÜK EĞİTİM SÜRESİ (Saat)	PARALEL BARDA KALMA SÜRESİ		PARALEL BAR DİŞİNDE YÜRÜME SÜRESİ	
		BASLAN GİC TARİHİ	BİTİŞ TARİHİ			DİZ Kİ. DİZ AÇIK	BASTONLU BASTONSUZ		
954721	M.S.	13.11.79	6.12.79	17	6	1	3	4	9
943337	M.F.	4.12.79	24.12.79	15	6	1	3	7	-
474768	F.C.	7.12.79	10.1.80	16	6	1	3	12	-
964814	R.B.	12.12.79	4.1.80	16	6	2	2	3	4
681432	K.Y.	7.1.80	29.1.80	17	6	1	3	3	6
101477	M.T.	9.4.80	2.5.80	13	6	5	-	8	-
1128874	M.G.	16.4.80	29.4.80	9	6	1	-	8	-
301016	İ.D.	11.4.80	21.4.80	7	6	-	+	-	7
1104833	Ö.G.	5.5.80	16.5.80	10	6	-	+	4	6
1103977	B.T.	18.6.80	10.7.80	17	6	1	-	16	-
1113159	B.B.	10.7.80	1.8.80	15	6	3	-	12	-

(+)

(-) Uygulanmayan durumlar.

Bunlara sebep olarak daha çok amputeye bağlı nedenler gösterilmiştir (Tablo XX).

Bu çalışmada yapılan yürüyüş analizi sonuçları, Efrain ve arkadaşlarının belirttikleri özelliklere uygun bulunmuştur.

Total temaslı kuadrilateral cıveli soketlerin içinin sıcak olması ve güdüğün torlonesi, bakteriel ve fungus enfeksiyonlarının yörleşmesi için iyi bir ortam hazırlanmaktadır (28). Total temaslı kuadrilateral soketlerde, bu sorun kısmen ortadan kalkmaktadır.

Eğitim süreleri arasındaki farkı tesbit etmeden önce, amputeye veya proteze bağlı sorunlar nedeniyle eğitim süresi uzatılan veya kısaltılan amputeler, her iki gruptan da çıkartılmıştır. Birinci gruptaki amputelerin eğitim süreleri, ikinci gruba göre daha kısa olmuştur ( $t_{0,01} > 2,89$ ). Suspansiyona izometrik kontraksiyon ile sağlanan protezleri kullanan amputelerin ortalama eğitim süresi 13 gün, diğer grubun 15 gün olarak saptanmıştır (Tablo XXI - XXII). C.E.R.A.V.A.L. (x) Enstitüsünde 1974'de yapılan bir çalışmada, cıveli tip protez kullanan amputelerin eğitim süresi 16 gün olarak bulunmuştur (9). Bu süre çalışmamızda ikinci grupta elde ettiğimiz değere uymaktadır. Birinci grubun eğitim süresinin, ikinci gruba ve C.E.R.A.V.A.L.'da yapılan çalışma sonuçlarına göre daha kısa olması, kullanılan protez tipleri arasındaki farka bağlıdır.

x) Centre d'Etudes et de Recherches pour l'Appareillage à Valenton.



## Ö Z E T

Diz üstü amputeler için genellikle uygulaması yapılan, Total Temaslı Kuadrilateral ve Total Temaslı Kuadrilateral Emmeli Soketli protezlerde sağlanan suspansiyonun eğitim açısından farklılığının ve rehabilitasyon kapasitesine etkilerinin tartışma konusu olması nedeniyle, bu çalışma gerçekleştirilmiştir. Hacettepe Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksek Okulu, Protez ve Yardımcı Cihazlar Ünitesine 1979-1980 döneminde, protez yaptırmak üzere başvuran 22 diz üstü amputeden II ine Total Temaslı Kuadrilateral ve II ine Total Temaslı Kuadrilateral Emmeli Soketli protezler uygulanmıştır. Her iki protez ile sağlanan suspansiyon ve amputelerin yürüme, kendine bakım ve diğer çeşitli aktivitelerdeki başarı oranı haftanarak karşılaştırılmıştır.

Her iki grup arasında yaş faktörü bakımından, 0,01 olasılık düzeyinde belirgin bir fark olması ( $t_{0,01} < 2,764$ ), amputasyon sebepleri ve protez tecrübelerinin de benzer olması nedeniyle, elde edilen ortalama değerlerdeki fark, kullanılan suspansiyon çeşidinin değişik olmasına bağlanmıştır. Örneğin, öğretilen çeşitli aktivitelerde, birinci grubun daha başarılı olmasının nedeni, kullanılan suspansiyonun özelliklerinin, ikinci gruba göre farklı olmasındandır.

Varılan sonuçlara göre, suspansiyonu izometrik kontraksiyon ile sağlanan amputelerde eğitim süresinin, emme kuvveti ile sağlanan amputelere göre 0,01 olasılık düzeyinde daha kısa olduğu saptanmıştır ( $t_{0,01} > 2,89$ ). Her iki gruba uygulanan çevre ölçümleri sonuçlarına göre, birinci grupta adale hipertrofisi ve ödemin dağılmasının daha fazla olduğu bulunmuştur ( $t_{0,01} > 0,41$ ).

Suspansiyonun izometrik kontraksiyon ile sağlanması, güdük adale tonusu ve kuvvetinin artmasına, proprioseptif duyunun gelişmesine ve dolayısıyla amputelerin normale daha yakın bir yürüyüş şekli kazanmalarına ve günlük aktivitelerde daha başarılı olmalarına yardımcı olduğu düşünölmektedir.

Total temaslı kuadrilateral soketli protezler, osteomyoplasti tekniği uygulanmış uygun boyda olan gdklere tatbik edilebilmektedir.

K A Y N A K L A R

- 1- Alcock, E.J., Redhead, R.G. " Interface Problems and Possible Solutions " Prosthetic and Orthotic practice , Murdoch George (editor), London, Edward Arnold publishers Ltd., 1969, ss. 213-218.
- 2- Algun, C. "Suprakondiler-Suprapatellar Diz Altı Protezli Amputelerde Yürüyüşün Kinematik Analizi" Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Programı, Doktora Tezi, Ankara 1974, ss. 33-34.
- 3- Algun, C. " Amputasyonlar ve Rehabilitasyonu " Hacettepe Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksek Okulu, FRT-312 Ders Notu, ss. 2-6.
- 4- Anderson, M.H. " Prosthetic Principles: Above Knee Amputations " Springfield IL. Charles C. Thomas publisher, 1960
- 5- Batzdorff, J., Frankel, B. " Initial Gait Training of the patient with an Above-knee Amputation " Physical Therapy , 58:5, ss. 575-578, May 1978.
- 6- Brunstrom, S. " Basic Principles and Application for AK Amputees" Use of the Above Knee Artificial Leg.
- 7- Burrows, J.H. " Hindquarter Amputation and Disarticulation at the Hip " Prosthetic and Orthotic practice, Murdoch George (editor), London, Edward Arnold publishers Ltd. 1969, ss. 277-284.
- 8- Carlson, B.R. " Relationship Between Isometric and Isotonic Strenght" Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 51-I, ss.176-179, January 1970.
- 9- C.E.R.A.V.A.L. ( Centre d'Etudes et de Recherches pour l'Appareillage à Valenton), " La rééducation et l'appareillage des asputés artéritiques " Kinésithérapie , 113(246), ss. 23-31, Avril 1974.
- 10- Chodera, J.D. " Relation Between the Anatomical Properties and output of the Thigh Stump " Prosthetic and Orthotic practice , Murdoch George (editor), London, Edward Arnold publishers Ltd. 1969, ss. 181-189.

- 11- Condie, D.M. " Foot-Ankle Mechanism " Prosthetic and Orthotic practice, Murdoch George (editor), London, Edward Arnold publishers Ltd. 1969, ss. 89-103.
- 12- Connolly J. " Phantom and Stump Pain Following Operation " Physiotherapy , 65:1, ss. 13-14, January 1979.
- 13- Course 741 " Lower Extremity Prosthetics for Physicians and Surgeons" Prosthetics and Orthotics New York University Post-graduate Medical School
- 14- Campell, Operative Orthopaedics, 5th Edition, crenshaw , M. 1974.
- 15- Dederich, R. " Plastic Treatment of the Muscles and Bone in Amputation Surgery " Journal of Bone and Joint Surgery , 45-B, ss. 60-66, 1963.
- 16- Dederich R. " Stump Correction by Muscle Plastic Procedure " Prosthetic Internatinal, Copanhagen 1960.
- 17- Efrain, N. ve diğeri " Gait Patterns in Above-Knee Amputees" Physical Medicine and Rehabilitation 53:8, ss. 373-381, August 1972.
- 18- Erdem, H. Yapışma Yeri Olmayan ve İstemli İzotonik Kontraksiyon yapan Kaslardaki Motor Ünite Aksiyon Potansiyel Değişikliklerinin Elektromiyografikdeğerlendirilmesi, Doçentlik Tezi, Ankara 1975.
- 19- Fulford, E.G. "The Surgery on the Above-Knee Amputation. Prosthetic and Orthotic practice, Murdoch George (editor), London, Edward Arnold publishers Ltd. 1969, ss. 171-179.
- 20- Ganguli, S. ve diğeri " Ergonomics Evaluation of Above-Knee Amputee-Prosthesis Combinations" Ergonomics , 17-2, ss. 199-220, 1974.
- 21- Gillis, L. Artificial Limbs, London Pitman Medical ,1957.
- 22- Godfrey, C.H. , Brett, R. Jousse, A.T. " Foot Mass Effect on Gait in the Prosthetic Limb " Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 58:6, ss. Jun 1972.
- 23- Gördes, W. " Amputation and Prosthesis application comments on early and too early applications " Münchener Mediensche wochenschrift, 116:(297-300), February 1974 German (Eng. Abst.).

- 24- Hardings, J. " Amputation of the Lower Limb " Nursing Times, July 4 1974, ss. 1025-1027.
- 25- Harris, E.E. " Through-knee Amputation Prosthesis " Prosthetics and Orthotics Practice, Murdoch George (editor), London, Edward Arnold publishers Ltd. 1969, ss. 263-268.
- 26- Harris, R. " Heat in Vasculer Disorders" Therapeutic Heat and Cold, Licht Sidney (editor), 2. ed. ss. 407-423, 1965.
- 27- Herman, B.E. ve diğeri "Recent Changes in Criteria for Selecting the Level of Amputation of the Leg" Angiology, 25:5, ss. 410-412 May 1978.
- 28- Inman, V.T. ve diğeri " Medical Problems of Amputees" California Medicine, 94:3, ss. 132-138, March 1961.
- 29- Jamieson C.W., Hill, D. " Amputation for Vasculer Disease " British Journal of Surgery , 63, ss. 683-690, 1976.
- 30- Kegel, E., Carpenter, L.M., Burgess, M.E. " Functional Capabilities of Lower Extremity Amputees " Archives of Physical Medicine and Rehabilitation , 59:3, ss. 109-120, March 1978.
- 31- Kjolbye, J. " The Surgery of Through-knee Amputation " Prosthetics and Orthotics Practice , Murdoch George (editor), London, Edward Arnold publishers Ltd. ,1969, ss. 255-257.
- 32- Liberson, V.T., Asa, M. " Further Studies of Brief Isometric Exercises" Archives of Physical Medicine and Rehabilitation , 40:8, ss. 330-336, August 1959.
- 33- Lucy, D. " A Temporary Exercise Prosthesis for Use Following Amputation of the Lower Limb " Physiotherapy, 58:2, ss. 67-69, 1972.
- 34- Lyquist, E. " The Above-Knee Prosthesis " Prosthetics and Orthotics Practice, Murdoch George ( editor), London, Edward Arnold publishers Ltd., 1969, ss. 198-211.
- 35- Maurer, P. " Amputations et Désarticulations du Membre Inférieur " EMC, Techniques Chirurgicales, Orthopédie Traumatologie, I, Paris, 1966, ss. 44120-44128.

- 36- Moncur, S.P. " The Practical Aspect of Balance Relating to Amputees" Physiotherapy , 55:1, ss 409-410, 1965.
- 37- Murdoch, G. " Levels of Amputations and Limiting Factors " Lower Limb Prosthesis , Prosthetics and Orthotics New York University, ss. 44-56, 1977.
- 38- Murdoch, G. " Indications, Levels and Limiting Factors in Amputation " Prosthetic and Orthotic Practice , Murdoch George (editor), ss. 7-13, London 1969.
- 39- Murdoch, G. " Balance in Amputee " Physiotherapy, 55:1, ss. 405-408, 1969.
- 40- Murdoch, G. "Surgery" Prosthetic and Orthotic Practice , Murdoch George (editor), ss. 541-544, London 1969.
- 41- Marman, S. " Kinezyoloji " Ders Notları, 1974.
- 42- \_\_\_\_\_ Orthopedic Appliances Atlas, Vol. 2, Artificial Limbs.
- 43- Poets, R. " The Fitting of the Above-knee Stump " Orthotics and Prosthetics , ss. 28-32, March 1974.
- 44- \_\_\_\_\_ " Lower Limb Prosthetics " Prosthetics and Orthotics New York University, Post-graduate Medical School, January 1977.
- 45- Radcliff, W. . " Biomechanics of Above Knee Prosthesis " Prosthetic and Orthotic Practice , ss. 191-198, London 1969.
- 46- Radcliff, W.C. " Prosthetic Knee Mechanisms for Above Knee Amputees" Prosthetic and Orthotic Practice , Murdoch George (editor), ss. 225-249, London 1969.
- 47- Radcliff W.C., Poort, J. " The Patellar Tendon Bearing Below Knee Prosthesis " Biomechanics Laboratory, California 1961.
- 48- Reyes, R.L., Leancy, E.R. " Elderly Patients with Lower Extremity Amputations : Three Year Study in a Rehabilitation Setting, Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 58:3, 1977.
- 49- Saunder, H.D., Inman, V.T., Eberhart, H.D. " The Major Determinants in Normal and Patological Gait " The Journal of Bone and Joint Surgery , 35-A(3), ss. 513-558, 1953.
- 50- Sinclair, W.F. " A Suction Socket for the Geriatric Amputee " Artificial Limbs, 13, ss. 6071, Spring 1969.

- 51- Steindler, A. " Kinesiology of the Human Body ( Under Normal and Pathological Conditions ) , Charles C. Thomas publishers, Springfield. 1970.
- 52- Traugh, G.H., Corcaron, P.J., Reyes, H.L. " Energy Expenditure of Ambulation in Patients with Above Knee Amputations " Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 56:3, ss. 67-71, 1975.
- 53- Walter, R., Perry, J., Antonelli, D. " Energy Cost of Walking of Amputees : The Influence of Level of Amputation " Journal of Bone and Joint Surgery , 58-A, ss. 42-46, 1976.
- 54- Weiss, M.A. " The Prosthesis on the Operating Table from the euro-physiological Point " Report on the Workshop Panel on Lower Extremity Prosthetics Research and Development, National Academy of Sciences, 1966.
- 55- Wilson, A.B. " The Modern History of Amputation Surgery and Artificial Limbs " The Orthopedic Clinics of North America, 3:2, ss. 267-285, 1972.