

**SUPRAKONDİLER - SUPRAPATELLAR  
DİZALTI PROTEZLİ AMPUTELERDE  
YÜRÜYÜŞÜN KİNEMATİK ANALİZİ**

**FİZİK TEDAVİ VE REHABİLİTASYON PROGRAMI  
DOKTORA TEZİ**

**FZT. CANDAN ALGUN**

**ANKARA 1974**

T. C.  
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ FAKÜLTESİ

**SUPRAKONDİLER - SUPRAPATELLAR  
DİZALTI PROTEZLİ AMPUTELERDE  
YÜRÜYÜŞÜN KİNEMATİK ANALİZİ**

**FİZİK TEDAVİ VE REHABİLİTASYON PROGRAMI  
DOKTORA TEZİ**

**FZT. CANDAN ALGUN**

**REHBER ÖĞRETİM ÜYESİ : DOÇ. DR. RIDVAN ÖZKER**

**ANKARA 1974**

## İ Ç İ N D E K İ L E R

BÖLÜM	<u>SAYFA</u>
I. GİRİŞ .....	1
II. GENEL BİLGİLER .....	3
III. MATERYAL VE METOD .....	15
IV. BULGULAR VE SONUÇ .....	25
V. TARTIŞMA .....	31
VI. ÖZET .....	35
VII. KAYNAKLAR .....	36

## G İ R İ Ő

İnsanoğlunun önemli aktivitelerinden biri olan yürüyüş, merkezî sinir sisteminin kas-iskelet sistemini kontrolu ile ortaya çıkan karmaşık bir harekettir. Gövde ve ekstremitelerin koordine hareketleriyle yapılan yürüyüşün fonksiyonel önemi, insanın bir yerden başka bir yere nakledilmesidir.

Yürümeyi gerçekleştiren aktif elemanlar, yani her iki alt ekstremiteden birinin veya ikisinin kaybı kişiyi çocuk, yetişkin her yaşta yetersiz kılarak en önemli motor fonksiyonlardan biri olan yürüyüşü engeller. Bu nedenle alt ekstremitte amputasyonları büyük önem kazanır ve bu eksikliğin en uygun, iyi bir protezle giderilmesi gerekir.

Son yıllarda biomekani ve protez teknolojisindeki gelişmeler hızla artmakta ve buna bağlı çeşitli protez tipleri denenmektedir. Kaynaklarda bu değişik protezlerle yürüyüşün kinetik ve kinematik çözümlenmeleri üzerine çalışmalar yapılmıştır. Ancak son on senedir uygulaması fazla yapılan suprakondiler-suprapatellar dizaltı protezleri (PTS) ile yürüyüşün analizine rastlanamamıştır. Bu görüşle, suprakondiler-suprapatellar dizaltı protezi kullanan amputelerde,

rehabilitasyonun daha iyi yapılabilmesi açısından, yürüyüşün çözümlenmesi önemli bulunmuş ve bu çalışmaya girişilmiştir.

Araştırma Hacettepe Üniversitesi Hastahaneleri Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Bilim Dalı, Protez ve Yardımcı Cihazlar Atelyesi'nde 1973 yılı içinde uygulanan 10 suprakondiler-suprapatellar dizaltı protezli ampute ve kontrol gurubu olarak alınan 10 normal kişi üzerine yapılmıştır. Serbest yürüyüşte diz ve ayakbileği eklemlerinin açısal değerleri ile, duruş ve sallanma fazı süreleri bulunarak, normal yürüyüşle olan farklılık gösterilmeye çalışılmıştır.

## GENEL BİLGİLER

Protezle yürüyüşü değerlendirebilmek için, alt ekstremitte eklemlerinin açısal ve koordine hareketi olan normal yürüyüşü açıklamak gerekir. Bir alt ekstremitede yürüyüş devri, ayığın topuk vuruşundan, aynı taraf ayığın bir sonraki topuk vuruşuna kadar geçen süredir, duruş ve sallanma fazlarını kapsar.

**D u r u ş f a z ı:** Ayığın yere topuk vuruşu ile başlar, aynı taraf ayak parmaklarının yerden temasının kesilmesiyle sona erer. Bu faz beş bölümde incelenir (Şekil 1).

- a- Topuk vuruşu ve topuk teması,
- b- Ayak tabanının yere teması,
- c- Orta duruş fazı,
- d- Topuk kalkışı,
- e- Ayak parmaklarının kalkışı.

Topuk ve ayak parmaklarının kalkışı itme fazı olarak adlandırılır.

**T o p u k v u r u ş u:** Topuğun yere temasıdır, yürüyüş fazının % 10 unu teşkil eder.

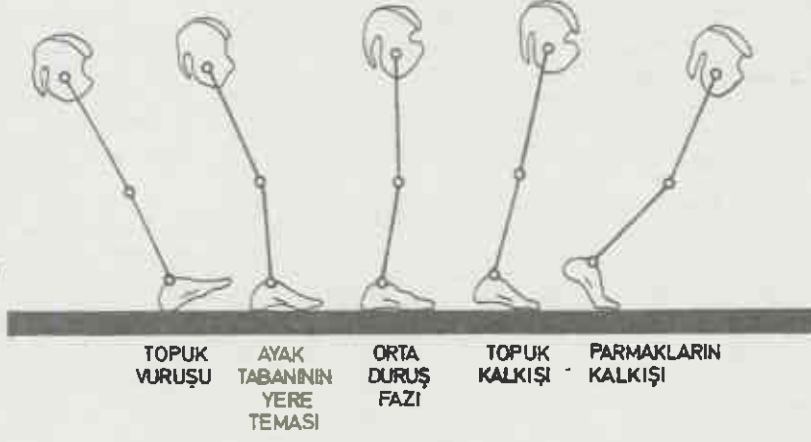
**A y a k t a b a n ı n ı n y e r e t e m a s ı :** Topuk vuruşundan hemen sonra bütün ayağın yere değdiği andır.

**O r t a d u r u Ő f a z ı :** Vucut ağırlığının tam olarak ekstremitelere üzerine verildiği süredir. Ayak tabanının yere teması ve orta duruş fazı yürüyüş fazının % 30 unu kapsar.

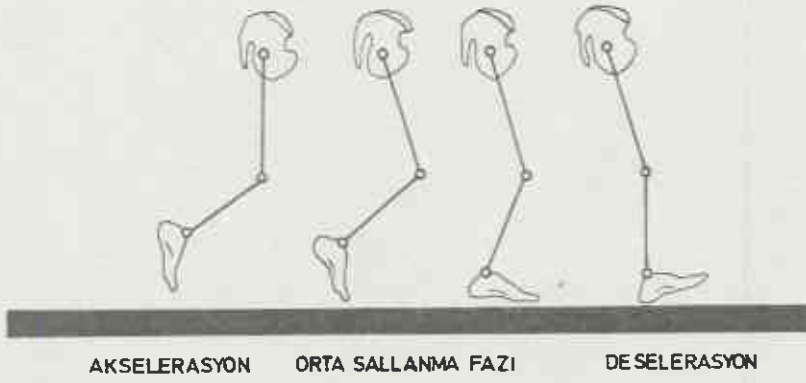
**T o p u k K a l k ı Ő ı :** Ayağın ön kısmı ve parmaklar henüz yerde olmasına rağmen, topuğun yerle olan temasının kesilmesidir. Kısa bir süre sonra ayağın plantar fleksörlerinin kasılmasıyla vücut öne doğru gider ve parmakların yerden teması kesilir, buna itme fazı denir. Yürüyüş fazının % 20 sini de topuk ve parmakların kalkışı teşkil eder.

**S a l l a n m a f a z ı :** Akselerasyon, orta sallanma ve deselerasyon bölümleri olan bu faz, ayak parmaklarının yerden temasının kesilmesinden, aynı taraf topuk vuruşuna kadar devam eder. Ayağın yerle temasının kesilmesinden sonra ekstremitenin öne doğru gitmesi akselerasyon, tam vücut hizasında en kısa olduğu an, orta sallanma fazı, pozisyonunu kontrol ederek, topuk vuruşuna gitmesi de deselerasyondur (Şekil 2).

Duruş ve sallanma fazlarına ilâveten, normal yürüyüşte iki alt ekstremitenin de yerle temasta olduğu süre vardır, bu da çift destek fazıdır. Bu faz bir ekstremitede topuk ile parmakların yerden kalkışı arası, diğerinde topuk vuruşu ile ayağın yere teması arasındadır. Çift destek fazının zamanı dakikada atılan adım sayısı ile ilgilidir. Yavaş yürüyüşte süre artar, hızlı yürüyüşte azalır. Koşmada ise ortadan kalkar.



ŞEKİL 1 DURUŞ FAZI  
(MURDOCH, G., PROSTHETIC AND ORTHOTIC PRACTICE )



ŞEKİL 2 SALLANMA FAZI  
(MURDOCH, G., PROSTHETIC AND ORTHOTIC PRACTICE )



Genel olarak her fazda sarfedilen zaman şöyledir. Yürüme fazının % 60 ı duruş, % 40 ı sallanma fazıdır. Çift destek fazı ise % 11 - % 25 ini kapsar (17). Hızlı yürüyüşte sallanma fazı zamanı artar, duruş fazı süresi azalır. Aksine yavaş yürüyüşte duruş fazı zamanı artar, sallanma fazı süresi kısalır. Yürüyüşte hiç bir zaman duruş fazı sallanma fazından küçük olamaz (29). Normal yürüyüşte, kalça-diz-ayakbileği eklemlerinin saptanan açısal değerleri aşağıda gösterilmiştir (17,23).

	<u>KALÇA</u>	<u>DİZ</u>	<u>AYAKBİLEĞİ</u>
TOPUK VURUŞU	25°F	180°E	0°
AYAK TABANININ YERE TEMASI	20°F	20°F	15°PF
ORTA DURUŞ FAZİ	0° 10°F	15°F 10°F	2-3°DF
TOPUK KALKIŞI	10-15°E	180°E	15°DF
PARMAKLARIN KALKIŞI	20°E 10°F	40°F	20°PF
.....			
AKSELERASYON	5°F	65°F	22°PF
ORTA SALLANMA FAZİ	25°F	65°F	0°
DESELERASYON	25°F	180°E	0°Nötral

F- Fleksiyon      E- Ekstansiyon      DF- Dorsi Fleksiyon  
PF- Plantar fleksiyon

Steindler yürüyüşü dört guruba ayırır. Normal, hudut tipi, patolojik ve protez yürüyüşü (29).

Protezle yürüyüşte görülen problem ve yürüyüş bozukluklarının giderilmesi için, yapılan protezin öncelikle biomekanik prensip-

lere uyması gerekir. Dış baskılar deride renk değişikliğine, güdükte ağrıya, fazla enerji kaybına ve uygunsuz hareket örneklerine sebep olur. Kovan-Güçük arasındaki basınç miktarı protezin rahat oluşunda esas faktördür. Basınç ta tesir eden kuvvete bağlıdır.

Basınç  $\frac{\text{Kuvvet}}{\text{Yüzey}}$

Amputede rahatsızlığı minimuma indirmek için ağırlığın bindiği yüzeyi arttırmak gerekir (17). Bu durum uygulamada kolay değildir. Dokunun bazı kısımları basınca hassas, bazı kısımları dayanıklıdır. Kısacası güdüğün her tarafı eşit yük kaldıramaz. Bu nedenle ağırlığı belli bölgelere vermek için kovan içinde yük verilecek kısımların doldurulup, diğer kısımların alınması gerekir. Uygulanan bütün diz altı protezleri bu ana prensibe dayanır.

Genellikle konjenital anomali, travma, tümör, periferik vasküler hastalıklar ve trofik bozukluklar nedeniyle olan dizaltı amputelerinde fonksiyonel bir diz eklemi kalır ve amputenin tam diz fleksiyonu yaparak normale yakın yürütmesi beklenir. Önemli olan duruş fazında dizde fleksiyon-ekstansiyon-fleksiyon kontrolüdür.

Amputenin topuk vuruşundan ayak tabanının yere temasına kadar diz fleksiyonunu kontrolü, ağırlık ekstremitte üzerine verilince dizini ekstansiyona getirmesi, gene topuk kalkışından itibaren tekrar diz fleksiyonunu kontrol ederek akselerasyon fazını başlatması gereklidir. Bütün bu fonksiyonu yapabilen amputede diz stabilitesi, hareket genişliği ve patellanın durumu iyi olmalı, diz ekleminde kontraktür bulunmamalıdır. Patellanın yok veya kaymış olduğu durumlarda ağırlığı taşıyan ligamentum patellaristir. Faydalanılamıyacak durumda ise başka destek noktalarının bulunması gerekir.

Bir ekstremitenin kaybı insan için daima problem olmuştur. İlk çağ insanlarında bile bazı kazalar sonucu veya konjenital anomalilerle doğan çocuklarda ekstremitte eksiklikleri görülmüştür. 1958 de Smitsonian enstitüsü 4500 yıl öncesine ait kol amputeli bir iskelet bulunduğunu açıklamıştır (33).

Alt ekstremitte amputeleri değneklerle bu yetersizliklerini gidermeye çalışmışlardır. İlk protez Yunan tarihçisi Herodatus tarafından yapılmıştır (33). Uzun süre dizaltı amputeleri için yanlarında metal çubukları olan uyluk korseli protezler kullanılmıştır. Bugün % 10 dan daha az hastaya uygulanan bu protezler ilk defa Alman asıllı cerrah Verduin tarafından 1696 da uygulanmıştır (34).

İş yaparken proteze binen ağırlık, vücut ağırlığından fazla ise uyluk korseli protezler, ağırlığın bir kısmının uyluğa binmesi yönünden faydalıdır. Medio-lateral hareketlere karşı dizi desteklenmesi nedeniyle de yaşlılarda, adele zayıflığı ve diz stabilitesi olmayan amputelerde tercih edilir (5). Ancak bu tip protezler uyluk kaslarında atrofinin nedeni olur.

Patellar tendon ağırlık taşıyıcı dizaltı protezleri (PTB) ve çeşitleri 1957-1958 California Üniversitesi Berkeley'de geliştirilmiştir. Bu protezler milletlerarası kurslar sonucu önceleri Danimarka, Avustralya, İsviçre, Finlandiya, Almanya ve daha sonra da bütün dünyada yaygın olarak uygulanmaya başlanmıştır. 1962 de Murphy ve Wilson patellar tendon ağırlık taşıyıcı dizaltı protezlerinin esas şekillerini geliştirmişlerdir (1,8,32,33,35).

Lambert 1964'te PTB uygulanan 11 aylık-14 yaş arası 24 ampute çocuk takip etmiş ve kemiklerin epifiz hatlarında hiçbir değişiklik

olmadığını saptamıştır. 1965'te gene Finlandiya'da PTB protezlerinin % 90 başarı ile uygulandığı, yapılan araştırmasonucu bildirilmiştir (35).

Dizaltı protezlerinde gaye diz eklemının tam olarak kullanılabilmesidir. Patellar tendon ağırlık taşıyıcı protezler rahatlık, iyi fonksiyon ve stabilite sağlar. Ayrıca standart tip uyluk korseli protezlere göre daha az problem görüldüğü ve soğuk havada da başarı ile kullanıldığı açıklanmıştır (1,5,32).

Bu protezlerde, yük ligamentum patellaris ve medial tibial yüzeydedir. Kovanı tabakalı cam örgü veya naylon örgü üzerine polyester dökülerek yapılır, terleme problemi olursa ince gözenekli kovan kullanılır. Yan çubuklar ve uyluk korsesi gerekmez. Kovan popliteal bölgeyi sıkı olarak sarmalı, kemik uçlarına tazyik yapmadan venöz ve lenfatik dolanıma yardım edecek şekilde uygulanmalıdır. Buna en iyi örnek tam temaslı PTB protezleridir.

Güdüğün orta kısmındaki bir sıkılık ödeme, alt uçta dikiş yerlerinin açılmasına ve eski vakalarda bül teşekkülüne yol açar. Popliteal bölgede de fazla baskı olursa dolaşımı etkileyerek ödemin nedeni olur (5). Normal bir güdükte medio-lateral stabilite temini için kovan ayacağın tam üzerine gelecek şekilde yerleştirilmelidir.

Biomekanik prensipler yönünden başarılı ve temel öğeleri aynı olan patellar tendon ağırlık taşıyıcı protezlerin çeşitleri KBM (Kondylen Bettung Münster), hava yastıklı patellar tendon ağırlık taşıyıcı protezler (Air-Cushion), suprakondiler-suprapatellar (PTS) dizaltı protezleridir.

Kuhn 1966'da Almanya'da PTB protezleri üzerinde çalışmış,

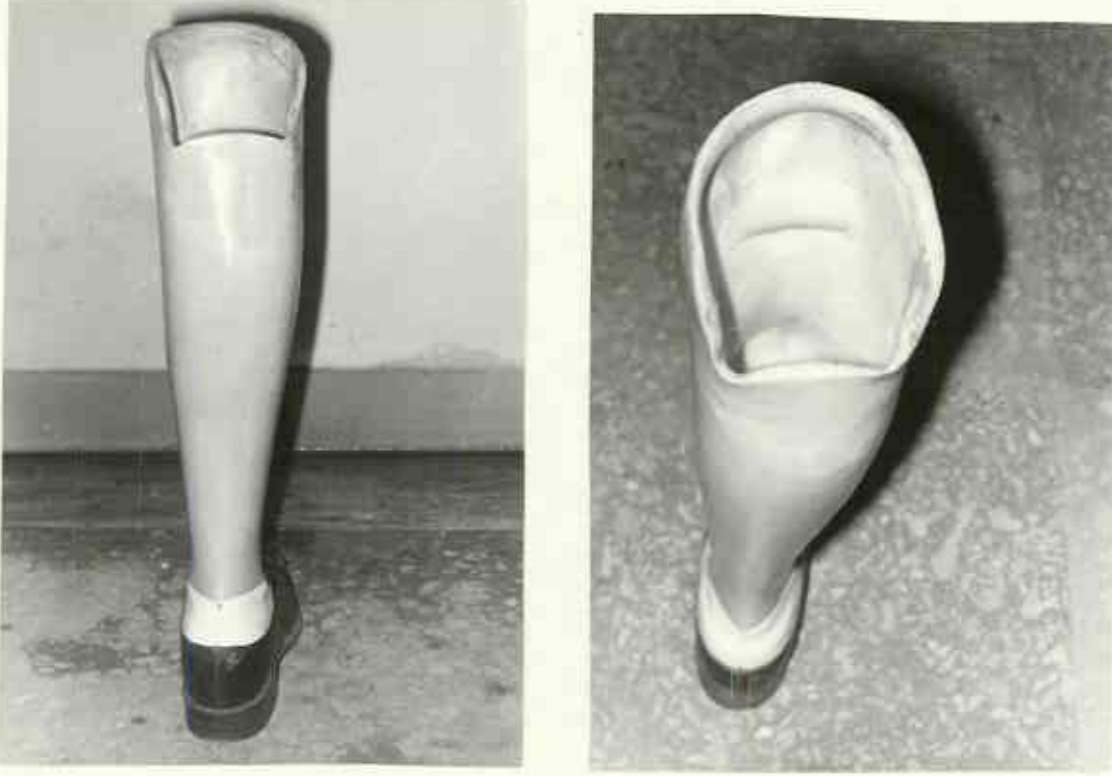
suspansiyonu medialde femoral kondil üzerine konan plastik kama ile sağlayarak suprakondiler kama sistemli (KBM) protezlerini geliştirmiştir (16,34,35).

Radcliffe, Wilson ve Lygist 1968 de California Üniversitesinde ilk hava yastıklı PTB protezlerini yapmışlardır. Bu protezler elastik bir iç ve onun dışında sert bir dış kovandan ibarettir. İç ve dış kovan arasında hava vardır. Yapımı zaman almakla beraber güdüğün her tarafına eşit basınç vermesi nedeniyle hassas güdüklerde bu protezlerin çok faydalı olduğu gösterilmiş (34,35), önceden PTB kullanılan amputelerin uygulama sonucu daha rahat ve fonksiyonel olduğu da saptanmıştır (15).

Suprakondiler-Suprapatellar dizaltı protezlerinin ilk uygulaması G.Pajal tarafından 1964-1965 te Fransa'da olmuştur. Ön duvarı patellanın üzerine, yan duvarı da femurun medial ve lateral kondillerinin üzerine uzanan bu protezler iyi bir medio-lateral stabilite sağlar. Amerika'da ilk defa Nitschke ve Marchall tarafından 1966-1967 de kullanılmıştır (16,24,34,35) (Resim 1).

Bu protezlerin PTB den esas arka patella ve femoral kondilleri içine almasıdır. İyi stabilite ve suspansiyon için kovanın femoral kondiller üzerine tam uyması gerekir. Yük, ligamentum patellaris ve medial tibial yüzeydedir. Suprakondiler-Suprapatellar dizaltı protezleri duruş fazında genu varum, genu valgum ve genu rekurvatuma gidişi önler. Suspansiyonun artması piston hareketini azaltır, netice olarak da deri irritasyonları azalır.

PTS protezlerinin PTB den farkı dize başlangıçta kısa güdükler için  $20-30^{\circ}$ , orta güdükler için  $10-20^{\circ}$ , uzun güdükler için de  $5-10^{\circ}$  lik diz fleksiyonu ve  $5^{\circ}$  lik bir valgus verilmesidir.



Resim 1: Supra kondiler-supra patellar dizaltı protezi.

Homontree 1968 de PTS protezli amputeleri 20 aylık sürede izliyerek kısa ve diz stabilitesi olmayan güdüklerde başarı ile tatbik edildiğini göstermiştir (7).

Dizaltı protezlerinde çift eksenli, çok eksenli, tek eksenli ve SACH (Solid ankle-cushion heel) ayakbileği kullanılır. En fazla kullanılan tek eksenli ve topuk yastıklı sabit ayakbilekli (SACH) ayaktır.

Çift eksenli ayakbileğinde transvers ekseninde dorsi ve plantar fleksiyon, sagital ekseninde inversiyon, eversiyon olur. Bu hareketler konan lastiklerle limitlenmiştir. Medio-lateral hareket istenince tercih edilen bu tip ayakbileği, ağır ve sesli oluşu



nedeniyle uygulamada pek kullanılmaz.

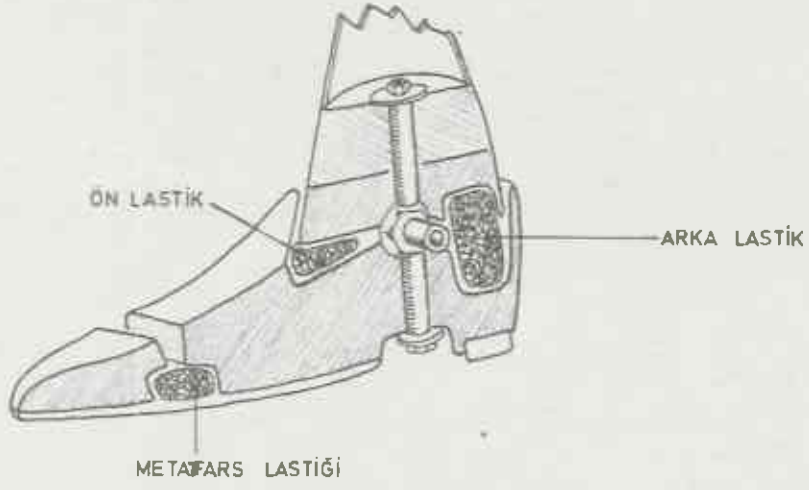
Çok eksenli (fonksiyonel) ayakbileğinde ise her yönde hareket vardır. Dorsi ve plantar fleksiyon, inversiyon, eversiyon, bir miktar da vertikal ekseninde rotasyon olur.

Anatomik ayakbileğinde plantar fleksiyon  $45^{\circ}$ , dorsi fleksiyon  $20^{\circ}$  dir. Tek eksenli ayakbileği dorsi ve plantar fleksiyona müsaade eder. Metatars hareketi ise metatars bölgesine konan lastikle temin edilir. Plantar fleksiyonda yük verilince arka lastik basılır, ayak aşağı yukarı  $15^{\circ}$  lik plantar fleksiyona gider, Dorsi fleksiyon ise ön lastik ile limitlidir. Hareket genişliği  $5^{\circ}$  yi geçmez. Bu ayak bileğinin yapılışı kolaydır. Sakıncası, zamanla ses çıkarması, medio-lateral hareketin ve rotasyonun olmamasıdır (Şekil 3).

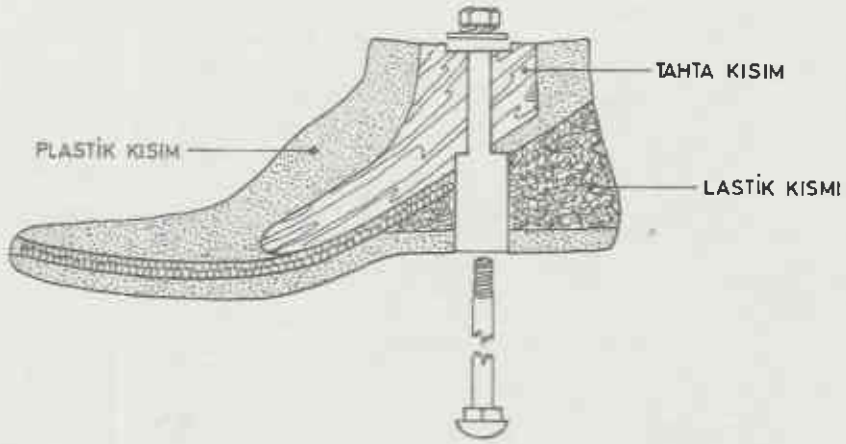
SACH ayak ise tahta iç kısım hariç her tarafı lastikten yapılmış olup, topukta ve metatarsda esneme vardır. Ayakbileği sabit olduğundan yürümede kolaylık topuk yastığı ve metatars esnemesiyle temin edilir. Topuk yastığı yumuşak, orta, sert olabilir. Bu ayakbileğinin avantajı estetik yöndendir. Ayakbileğinde hiç ek görülmediği gibi bilhassa hanımlarda yüksek topuklu ayakkabılara kolaylıkla uyar. Sakıncası ise fizyolojik durumdan uzak, dorsi ve plantar fleksiyonun limitli olmasıdır (Şekil 4).

Yürüyüşü etkileyecek nedenler genel olarak:

- a- Cerrahi
- b- Proteze ait
- c- Güdük ve hastaya bağlı
- d- Yetersiz eğitim, olabilir.



ŞEKİL 3 TEK EKSENLİ AYAK BİLEĞİ  
( LOWER EXTREMITY PROSTHETICS , NEWYORK UNIVERSITY )



ŞEKİL 4 SACH AYAK ( Solid Ankle Cushion Heel )  
( LOWER EXTREMITY PROSTHETICS , NEWYORK UNIVERSITY )



Amputasyonda patolojik ve anatomik durum gözönüne alınarak seviye tayini yapmak gerekir. Dolanım bozukluğuna bağlı bir amputasyonda güdüğün kısa olması dolaşım yönünden faydalıdır. Perry yaptığı çalışmada dizaltı amputasyonlarında ideal güdük boyunun tüberositas tibia'dan itibaren 4 1/2 - 5 1/2 inç olduğunu, daha uzun veya kısa olursa protez uygulamanın zor olacağını saptamıştır (22). Genellikle tüberositas tibia'dan 5 1/2 inç (12-15 cm.) uzunlukta verilir (18).

Protezin uzun veya kısa olması, kovanın güdüğe iyi uymaması, protezin eklemlerindeki bozuklukta önemlidir. Kovan-Güdük uygunluğunun radyografik incelemeleri bir çok araştırmacı tarafından yapılmıştır. Protez üzerine ağırlık verildiği anda ön ve yandan çekilen Röntgen filimleri kovanın güdüğe uygunluğunu, tam temas edip etmediğini göstermiştir (6,30).

Slocum'a göre iyi uymayan protezle yürüyüşte sallanma fazı uzun, duruş fazı kısa olur (28).

Hasta ve güdüğe bağlı nedenler ise eklemden kontraktür, adalelerde zayıflık, şişmanlık, ileri yaş, ağırlı nöromalar ve kemik çıkıntıları olabilir.

İskemik durumlarda Burges'e göre güdüğün silindirik olması, iyi desteklenmesi ve protezin tam temaslı tipte uygulanması iyi sonuç verir (2).

Yetersiz eğitimde, yürüyüş bozukluğu yaratacak bir nedendir. Amputeye her bir aktivite tek tek gösterilmeli ve bunun üzerinde çalıştırılmalıdır.

## M A T E R Y A L V E M E T O D

### MATERIAL

Araştırma kontrol gurubu olarak alınan 10 normal ve 10 PTS protezli ampute üzerine yapılmıştır. Amputeler Hacettepe Üniversitesi Hastahaneleri Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Bilim Dalı Protez ve Yardımcı Cihazlar Atelyesi'nden alınmıştır. 10 dizaltı amputesinin 7 si erkek, 3 ü kadındır. Yaşları 19-60 arası, yaş ortalaması 36 dır. Boyları 1.55 - 1.80 cm. arası, ortalama 1.66 cm. ağırlıkları 47 - 72 Kg arası, ortalama 58.8 Kg dır. 7 Sağ, 3 ü sol olan dizaltı amputelerinde güdük boyu 7 cm. ile 25 cm. arasında değişmekte olup, ortalama 16.2 cm. dir (Tablo I).

Klinik olarak hiç bir problemi olmayan 10 normal şahsın yaşları 19-28 arası, yaş ortalaması 23.4 dür. Vücut ağırlıkları 47-69 Kg arası, ortalama 52.9 Kg, boyları 1.52 - 1.70 cm. arası, ortalama 1.60 cm. dir (Tablo II).

On PTS protezinin 2 tanesinde SACH ayak bileği, 8 tanesinde de tek eksenli ayakbileği kullanılmıştır.

TABLO I

Suprakondiler-Suprapatellar dizaltı protezli amputeler

PROT. NO	İSİM	YAŞ	KADIN ERKEK	KİLO Kg	BOY Cm.	GÜDÜK BOYU	AMP. TARAFI	AMPUTASYON NEDENİ
10627	S.B.	23	Kadın	49	1.63	11 Cm	Sağ	Trafik kazası
268934	R.K.	41	Erkek	63	1.74	21 Cm	Sağ	İş kazası
67/54568	S.B.	30	Erkek	47	1.63	12 Cm	Sağ	Hereditör sensorial nöropati
373356	F.K.	35	Erkek	65	1.65	17 Cm	Sağ	Trombo angitis obliterans
390988	M.A.	60	Erkek	63	1.65	25 Cm	Sağ	Gangren
333714	O.U.	35	Erkek	60	1.72	15 Cm	Sol	İş kazası
64/17639	A.G.	19	Erkek	65	1.80	16 Cm	Sol	Trafik kazası
365689	T.U.	27	Kadın	54	1.56	18 Cm	Sol	Malign Melanoma
168486	F.H.	30	Kadın	50	1.55	20 Cm	Sağ	Konjenital Anomali
153246	B.P.	60	Erkek	72	1.70	7 Cm	Sağ	Travmatik

TABLO II

Kontrol gurubundaki normal kişiler

İSİM	YAŞ	BOY Cm	KİLO Kg	ADILE KUVVETİ Fleksör	ADILE KUVVETİ Ekstansör	DİZİN HAREKET GENİŞLİĞİ
E.A.	27	1.58	47	5	5	125°
S.O.	26	1.70	49	5	5	130°
B.S.	28	1.63	51	5	5	127°
C.T.	26	1.52	52	5	5	125°
A.E.	22	1.58	54	5	5	125°
F.Y.	21	1.55	56	5	5	125°
H.U.	20	1.69	54	5	5	127°
N.R.	22	1.59	49	5	5	125°
S.B.	19	1.61	69	5	5	125°
G.Y.	20	1.55	48	5	5	125°
ORT.	23.4	1.60	52.9	5	5	125.9°

TABLO III

Suprakondiler-supra patellar dizaltı protezli amputelerde diz ekleminin durumu.

PROT. NO	İSİM	GÜDÜK SEKLİ	DİZİN HAREKET GENİŞLİĞİ	ADELE KUVVETİ		DİZDE KONTRAKTÜR
				Ekstansör	Fleksör	
10627	S.B.	Silindirik	0-120°	4	4	Yok
268934	R.K.	Silindirik	0-120°	5	5	Yok
67/54568	S.B.	Konik	0-125°	5	5	Yok
373356	F.K.	Silindirik	0-120°	5	5	Yok
390988	M.A.	Silindirik	0-125°	4	5	Yok
333714	O.U.	Konik	0-120°	5	5	Yok
365689	T.U.	Konik	0-125°	5	5	Yok
168486	F.H.	Konik	0-125°	5	5	Yok
153246	B.P.	Silindirik	0-120°	4	5	Yok
64/17639	A.G.	Konik	0-125°	5	5	Yok

5 - Normal

4 - İyi

## METOD

Genel bir aktivite olan yürüyüşün temel öğeleri pek çok araştırmacı tarafından değişik yöntemlerle incelenmiştir.

Bu araştırmada PTS protezi kullanan dizaltı amputelerinin ve normal kişilerin serbest yürüyüş sırasında diz ve ayakbileği eklemlerinin açısal değerlerini saptamak için önce Kodak Chrom 11 super 8 mm. lik sinema filmi çekilmiştir.

Filmin frekansı saniyede 16 resim üzerinden alınmıştır. Şahıslar 5 m. lik beton zemin üzerinde yürütülmüştür. Editörde, filmin her resimi tek tek incelenerek serbest yürüyüşte her şahıs için diz-ayakbileği eklemi pozisyonları, topuk vuruşu, ayak tabanının yere teması, orta duruş fazı, ayak parmaklarının kalkışı ve orta sallanma fazında işaretlenmiştir. Ayrıca her faz için geçen süre resimler sayılarak bulunmuştur (Resim 2).



Resim 2  
Araştırmada kullanılan editör

Ayrılan bu resimlerden karanlık odada 50 mm. objektifli agridizörde fotoğraf filmleri çekilerek tab edilmiştir (Resim 3). Fotoğraflar üzerinde lateral malleol, lateral kondil ve Trokanter major işaretlenerek eksenler çizilmiş, iletke (gönye) ile diz-ayak-bileği açıları ölçülmüş, bulunan değerler normal değerlerle karşılaştırılmıştır.



Resim 3  
Araştırmada kullanılan Agridizör



Resim 4  
Topuk vuruđu (Normal) E.A.



Resim 5  
Topuk vuruđu (Protezli) T.U.



Resim 6  
Ayak tabanının yere teması (Normal) E.A.



Resim 7  
Ayak tabanının yere teması (Protezli) E.U.





Resim 8  
Orta duruş fazı (Normal) E.A.



Resim 9  
Orta duruş fazı (Protezli) T.U.



Resim 10  
Ayak parmaklarının kalkışı (Normal) B.A.



Resim 11  
Ayak parmaklarının kalkışı (Protezli) T.U.



Resim 12  
Orta sallanna fazı (Normal) E.A.



Resim 13  
Orta sallanna fazı (Protezli) İ.U.

## B U L G U L A R V E S O N U Ğ

Araştırmada, serbest yürüyüşte, 10 normal şahısın diz-ayak bileği eklemlerinin saptanan ortalama açısal değerleri aşağıdadır:

### DİZ EKLEMİ:

Topuk vuruşunda ortalama	- 0.4°	Ekstansiyonda
Ayak tabanının yere temasında	11.2° ± 0.554	Fleksiyonda
Orta duruş fazında	9.1° ± 0.433	Fleksiyonda
Parmakların kal-kışında	49.5° ± 1.384	Fleksiyonda
Orta sallanma fazında	58.9° ± 1.538	Fleksiyonda

### AYAKBİLEĞİ EKLEMİ:

Topuk vuruşunda ortalama	0.4°	Dorsi Fleksiyonda
Ayak tabanının yere temasında	7.8° ± 0.359	Plantar Fleksiyonda
Orta duruş fazında	3.1° ± 0.180	Dorsi Fleksiyonda
Parmakların kal-kışında	12.0° ± 0.722	Plantar Fleksiyonda
Orta sallanma fazında	3.5° ± 0.342	Plantar Fleksiyonda

Bulunan açısal değerler ayrıca Tablo IV te gösterilmiştir. 180° olan tam diz ekstansiyonu 0° olarak alınmıştır.

Supra kondiler--supra patellar dizaltı protezi olan 10 amputede ise,

DİZ EKLEMİ:

Topuk vuruşunda ortalama	14.6° ± 1.31	Fleksiyonda
Ayak tabanının yere temasında	" 17.2° ± 1.28	Fleksiyonda
Orta duruş fazında	" 15.3° ± 1.52	Fleksiyonda
Parmakların kal-kışında	" 41.9° ± 3.95	Fleksiyonda
Orta sallanma fazında	" 50.3° ± 3.25	Fleksiyonda

AYAK BİLEĞİ EKLEMİ:

Topuk vuruşunda ortalama	3.6° ± 0.45	Plantar fleksiyonda
Ayak tabanının yere temasında	" 0.2°	Dorsi fleksiyonda
Orta duruş fazında	" 3.5° ± 0.37	Dorsi fleksiyonda
Parmakların kal-kışında	" 4.1° ± 0.34	Dorsi fleksiyonda
Orta sallanma fazında	" 4.7° ± 0.39	Dorsi fleksiyonda

Her faz için bulunan açısal değerler tablo V te gösterilmiştir.

PTS protezli amputelerde sallanma fazında normalde 60° olan diz fleksiyonunun daha az olduğu görülmüştür.

On normal şahısta bir yürüyüş periyodunda duruş fazı % 68- % 74 arası değişmekte olup, ortalama % 71.4 ve standart hata  $\pm$  0.6700 dür. Sallanma fazı ise % 26-32 arası olup, ortalama % 28.6 standart hata  $\pm$  0.6700 olarak bulunmuştur (Tablo VI).

# BİR YÜRÜYÜŞ DEVRİNDE NORMAL KİŞİLERDE DİZ-AYAKBİLEĞİ EKLEMLERİNİN AÇISAL DEĞERLERİ

	DİZ EKLEMİ					AYAKBİLEĞİ EKLEMİ				
	TOPIK VURUŞU	AYAK TABANININ YERE TEMASI	ORTA DİRÜŞ FAZİ	PARMAKLARIN KALKIŞI	ORTA SALLANMA FAZİ	TOPIK VURUŞU	AYAK TABANININ YERE TEMASI	ORTA DİRÜŞ FAZİ	PARMAKLARIN KALKIŞI	ORTA SALLANMA FAZİ
E.A.	0° E	10° F	8° F	55° F	65° F	0°	9° PF	3° DF	12° PF	4°
S.O.	0° E	10° F	8° F	55° F	55° F	0°	7° PF	2° DF	17° PF	5°
B.S.	0° E	13° F	10° F	45° F	60° F	0°	9° PF	4° DF	12° PF	4°
C.T.	0° E	15° F	12° F	50° F	56° F	0°	8° PF	4° DF	12° PF	4°
A.E.	-2° E	10° F	9° F	45° F	63° F	2° DF	6° PF	3° DF	10° PF	3°
F.Y.	0° E	10° F	10° F	45° F	55° F	2° DF	6° PF	3° DF	10° PF	5°
H.U.	0° E	12° F	10° F	50° F	65° F	0°	8° PF	3° DF	15° PF	3°
N.R.	0° E	12° F	8° F	45° F	60° F	0°	8° PF	3° DF	10° PF	3°
S.B.	-2° E	10° F	8° F	50° F	50° F	0°	9° PF	3° DF	11° PF	2°
G.Y.	0° E	10° F	8° F	55° F	60° F	0°	8° PF	3° DF	12° PF	2°
ORTALAMA	-0.4° E	11.2° F	9.1° F	49.5° F	58.9° F	0.4°	7.8°	3.1° DF	12° PF	3.51°
STANDART HATA	—	0.554	0.433	1.384	1.538	—	0.359	0.180	0.722	0.342

F = FLEKSİYON

PF = PLANTAR FLEKSİYON

E = EKSTANSİYON

DF = DORSİ FLEKSİYON

TABLO V

BİR YÜRÜYÜŞ DEVRİNDE PTS PROTEZLİ DIZALTI  
AMPUTELELERİNİN DİZ-AYAKBİLEĞİ EKLEMLERİNİN AÇISAL DEĞERLERİ

PROTOKOL NO	İSİM	DİZ EKLEMİ						AYAKBİLEĞİ EKLEMİ					
		TOPUK VURUŞU	AYAK TABANININ YERE TEMASI	ORTA DURUŞ FAZİ	PARMAKLARIN KALKIŞI	ORTA SALLANMA FAZİ	TOPUK VURUŞU	AYAK TABANININ YERE TEMASI	ORTA DURUŞ FAZİ	PARMAKLARIN KALKIŞI	ORTA SALLANMA FAZİ		
10627	S.B.	18° F	19° F	17° F	30° F	45° F	5° PF	0°	3° DF	3° DF	3° DF		
268934	R.K.	15° F	20° F	10° F	60° F	65° F	5° PF	2°	3° DF	4° DF	5° DF		
6754568	S.B.	19° F	18° F	8° F	50° F	53° F	5° PF	0°	3° DF	4° DF	6° DF		
373356	F.K.	18° F	20° F	14° F	30° F	35° F	3° PF	0°	4° DF	5° DF	5° DF		
390988	M.A.	11° F	12° F	15° F	50° F	55° F	5° PF	0°	3° DF	5° DF	5° DF		
333714	O.U.	15° F	20° F	18° F	50° F	32° F	3° PF	0°	3° DF	3° DF	3° DF		
365689	T.U.	10° F	10° F	15° F	18° F	50° F	1° PF	0°	3° DF	3° DF	5° DF		
168486	F.H.	14° F	15° F	15° F	45° F	55° F	4° PF	0°	2° DF	3° DF	3° DF		
153246	B.P.	7° F	15° F	15° F	40° F	58° F	3° PF	0°	6° DF	6° DF	6° DF		
647639	A.G.	19° F	23° F	26° F	46° F	55° F	2° PF	0°	5° DF	5° DF	6° DF		
ORTALAMA		14.6° F	17.2° F	15.3° F	41.9° F	50.3° F	3.6° PF	0.2°	3.5° DF	4.1° DF	4.7° DF		
STANDART HATA		1.31	1.28	1.52	3.95	3.24	0.45	—	0.37	0.34	0.39		

F = FLEKSİYON

PF = PLANTAR FLEKSİYON

DF = DORSİ FLEKSİYON



On PTS protezli amputede ise bir yürüyüş periyodunda duruş fazı % 51-68 arası ortalama % 62.2, standart hata  $\pm 1.7876$  dir. Sallanma fazı da % 32-49 arası değişmekte olup, ortalama % 37.6 dir. Standart hatası  $\pm 1.8209$  olarak saptanmıştır (Tablo VII).

Varılan sonuçlara göre PTS protezli amputelerde protezli tarafta duruş fazı süresinin azaldığı, sallanma fazı süresinin arttığı görülmüştür. Normal gurup ile amputelerin duruş ve sallanma fazı süreleri arasındaki bu farklılığın istatistiksel yöntemlerle de değerlendirilmesi yapılmıştır. Uygulanan T testi sonucu aradaki farkın  $p < 0.05$   $p < 0.01$  ve  $p < 0.001$  e göre önemli olduğu bulunmuştur.

TABLO VI

Bir yürüyüş periyodunda normal şahısların duruş ve sallanma fazı süreleri.

İSİM	DURUŞ FAZI		SALLANMA FAZI	
	Resim	% Oranı	Resim	% Oranı
B.S.	20	74	8	26
S.O.	31	73	11	27
C.T.	24	70	10	30
H.U.	20	74	9	26
F.Y.	21	70	9	30
N.R.	21	69	8	31
S.B.	20	71	8	29
A.E.	22	73	8	27
G.Y.	18	72	7	28
E.A.	17	68	8	32
Ortalama	21.4	71.4	8.6	28.6
Standart hata		0.6700		0.6700



TABLO VII

Bir yürüyüş periyodunda supra patellar-supra kondiler diz-altı protezi olan amputelerin duruş ve sellanma fazı süreleri.

<u>İSİM</u>	<u>DURUŞ FAZI</u>		<u>SALLANMA FAZI</u>	
	<u>Resim</u>	<u>% Oranı</u>	<u>Resim</u>	<u>% Oranı</u>
F.H.	12	57	9	43
F.K.	14	58	10	42
R.K.	14	51	13	49
T.U.	16	59	11	41
M.A.	20	66	10	34
O.U.	18	66	9	34
S.B.	22	65	10	35
A.G.	21	64	11	34
B.P.	26	68	12	32
S.B.	20	68	9	32
Ortalama	18.5	62.2	10.4	37.6
Standart hata		1.7876		1.8209

## T A R T I Ő M A

Normal yürüyüşün özellikleri üzerine Anatomi, Kinezyoloji, nörofizyoloji ve mekanik bilim dallarında çeşitli çalışmalar yapılmıştır. İnsan yürüyüşünde mekanik analizin öncülüğünü ondokuzuncu yıl ortalarında (1836) Weber kardeşler yapmışlardır. Ondokuzuncu yüzyıl sonlarında ise fotoğrafik yöntemlerle Marey Fransa'da, Braun ve Fischer, Almanya'da çalışmalarda bulunmuşlardır. 1919 da ise yürüyüş üzerinde Ducrouet sinematik inceleme yapmıştır (11,13,20,29). Yirminci yüzyılda yapılan kinematik analizlerde bazı araştırmacılar muayyen hızda yürüyüş veya serbest yürüyüşü (11), bazıları da yavaş ve hızlı yürüyüşü (21) incelemişlerdir. Diğer bir grup araştırmacı da yürüyüş hızını, dakikadaki adım sayısını ve adım uzunluğunu bulmuşlardır (11).

1962 de Liberson, Holmquest ve Halls normal ve patolojik yürüyüşü hızlı hareketli resimlerle kaydetmişlerdir. Elektromyogram ve accelerografik metodla alt ekstremit eklemlerinin açıs al durumunu hemipleji ve dizüstü amputelerinde inceleyerek sağlam ve protezli bacak ilişkisini araştırmışlardır. Protezli bacakta düşey accelerogramın gayet düzensiz, sağlam taraf yatay accelerogramında öne doğru hareket periyodunun azaldığını açıklamışlardır (14).

1964 de Murray, Drougt ve Kory fotografik metodla normal kişilerde duruş fazının 0.63 San. olup, yürüyüş fazının % 61 ini, sallanma fazının 0.40 San. olup % 39 u kapsadığını göstermişlerdir. Yürüne fazını da uzun boylularda 1.00 San., orta boylularda 0.98 San., kısalarda 0.93 San. olarak bulmuşlar, adım uzunluğunun yaşla değil, boyla ilgili olduğunu saptamışlardır (20).

1965 te Tipton ve Karpovich elektrogoniometrik kaydetme ile patolojik yürüyüşlerde diz ve ayakbileği eklemlerinin açısal değerlerini incelemişlerdir. Sonuçta yürüyüş fazları farklı olmakla beraber, özel bir yürüyüş paterni görülmediğini açıklamışlardır (31).

1966 da, Murray ve arkadaşları serbest ve hızlı yürüyüş örneklerini inceleyerek, hızlı yürüyüşte yürüne periyodunu  $0.87 \pm 0.06$  San., serbest yürüyüşte  $1.06 \pm 0.09$  San. olarak vermişlerdir. Yine hızlı yürüyüşte duruş fazını % 57, sallanma fazını % 43 olarak bulmuşlardır. Sonuç olarak da hızlı yürüyüşte bütün fazların süresinin azaldığını, ancak sallanma fazi süresindeki azalmanın daha az olduğunu açıklamışlardır (21).

1967 de Murray 60 normal şahıs üzerinde yaptığı çalışmada, yürüyüş fazının % 61 inin duruş, % 39 unda sallanma fazi olduğunu saptamıştır. Ağrılı kalça problemi olan hastalarda duruş fazını % 59, sallanma fazını % 41 olarak bulmuş, sağlam tarafta duruş fazi süresinin arttığını göstermiştir. Hemiparezilerde duruş fazi % 57, sallanma fazi % 43 olarak bulunmuştur (19).

1970 te Kettelkamp ve arkadaşları elektrogoniometre ile normal şahıslarda sağ ve sol diz açılarını ölçmüşlerdir. Ortalama diz fleksiyon ve ekstansiyonu sallanma fazında sağ  $68^\circ$ , sol  $66.7^\circ$ , duruş fazında sağ diz  $20.6^\circ$ , sol  $20.6^\circ$  bulmuşlardır.

Duruş fazında diz fleksiyonunda kadın ve erkek amputelerde farklılık gösterdiğini, kadınlarda daha az diz fleksiyonu yapıldığını açıklamışlardır (9).

1970 te Leavitt ve arkadaşları elektronik olarak yürüme fazlarını kaydetmişler, yürümeye ait problemlerin giderilmesinde klinik ve biomekanik prensiplerin esas olduğu sonucuna varmışlardır (12).

1972 de Efrain ve arkadaşları dizüstü amputelerinin serbest yürüyüşte, elektronik goniometre kullanarak duruş ve sallanma fazi zamanı ve diz açılarını ölçmüşlerdir. Yürüyüş periyodu protezli tarafta  $1.43 \pm 0.16$  San., duruş fazi  $0.83 \pm 0.10$  San., sallanma fazi  $0.60 \pm 0.06$  San., çift destek fazi  $0.18 \pm 0.04$  San. olarak bulunmuştur. Protezli tarafta sağlam tarafa nazaran sallanma fazi süresinin artıp, duruş fazi süresinin azaldığını ve protezli tarafta daha az diz fleksiyonu olduğunu saptamışlardır (4).

Film ve fotoğraf tekniği kullanılarak 10 PTS protezli dizaltı amputesi ve kontrol gurubu olarak alınan 10 sağlam kişi üzerine yapılan bu çalışma sonucu, PTS protezli dizaltı amputelerinde diz, ayak-bileği eklemlerinin açısal değerleri farklı bulunmuştur.

Normal yürüyüşte, orta sallanma fazında dizde maksimum fleksiyon ortalama  $58.9^{\circ}$ , PTS protezli dizaltı amputelerinde ise  $50.3^{\circ}$  dir. Önden patella, yanlardan da femurun medial ve lateral kondilleri üzerine uzanan PTS protezinin ayrıca bir suspansiyon sistemi yoktur.

Bu nedenle amputenin, protezin güdük üzerinden kayacağını düşünerek dizini fazla fleksiyona getirmediği kanısı uyanmaktadır. Bu nokta gözönüne alınarak eğitim sırasında amputenin korku ve emniyetsizlik hissinin giderilerek eşit topuk kalkışı ile yürümesi sağlanmalı,

bunun üzerinde çalışılmalıdır.

Ayrıca amputelerde normal yürüyüş oranla protezli tarafta duruş fazı süresinin azalıp, sallanma fazı süresinin arttığı görülmüştür. Bunun nedeni de protezli bacak üzerine tam ağırlık vermeden, hemen sağlam bacağın atılması ve güdüğün distal ucunun hassasiyeti olabilir. Bunun için eğitim sırasında amputeye denge ve protezli bacak üzerine ağırlık verme egzersizleri daha fazla yaptırılmalı, her iki bacağına eşit ağırlık vererek yürüyüş sağlanmalıdır.

Kontrol gurubu ile amputelerin duruş ve sallanma fazı süreleri arasındaki farkın T testi ile değerlendirilmesi yapılmış, arasındaki farkın  $p < 0.05$ ,  $p < 0.01$  ve  $p < 0.001$  e göre önemli olduğu bulunmuştur.

Varılan sonuçlar 1972 de Efrain ve arkadaşlarının serbest yürüyüşte dizüstü amputeleri üzerine yaptıkları çalışmaya uymaktadır (4).

## Ö Z E T

Son yıllarda biomekani ve protez teknolojisindeki gelişmeler sonucu çeşitli protez tipleri yapılmaktadır. Kaynaklarda bu protezlerin yürüyüşü ne şekilde etkilediği hakkında çeşitli çözümlenmeler vardır. Ancak son on senedir uygulaması fazla olan suprakondiler-suprapatellar dizaltı protezleri ile yürüyüşün analizine rastlanamamış olması nedeniyle bu çalışma yapılmıştır. Hacettepe Üniversitesi Hastahaneleri Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Bilim Dalı Protez ve Yardımcı Cihazlar atelyesinden alınan 10 suprakondiler-suprapatellar dizaltı protezli ampute ve kontrol gurubu olarak alınan 10 normal kişi üzerinde çalışılmış, her iki gurubun film ve fotoğraf tekniği kullanılarak diz ve ayakbileği eklemlerinin açısal değerleri ile, duruş ve sallanma fazı süreleri bulunmuştur.

Varılan sonuçlara göre dizaltı amputelerinde diz, ayakbileği eklemlerinin açısal değerleri farklıdır ve sallanma fazında daha az diz fleksiyonu yapılmaktadır. Ayrıca dizaltı amputelerinde normal yürüyüşe oranla protezli tarafta duruş fazı süresinin azalıp, sallanma fazı süresinin arttığı görülmüştür. Her iki gurubun duruş ve sallanma fazı süreleri arasında görülen bu farkın istatistiksel yöntemlerle değerlendirilmesi T testi ile yapılmış, aradaki farkın  $p < 0.05$ ,  $p < 0.01$  ve  $p < 0.001$  e göre önemli olduğu bulunmuştur.

## K A Y N A K L A R

- 1- Bakalım,G. "Experiences with the PTB prosthesis" Artificial Limbs, 9:1, ss.14-22, Spring 1965.
- 2- Burgess,M.E,J.H.Zettl. "Amputations Below theKnee" Artificial Limbs, 13:1,ss.1-2, Spring 1969.
- 3- Condle,D.N. "Ankle-Foot mechanism" Prosthetic and Orthotics Practice, Murdoch George (editor), London Edward Arnold Publishers Ltd.1969.ss.52.
- 4- Efrain,N.ve diğlerleri "Gait Patterns in Above-Knee Amputees" Physical Medicine and Rehabilitation, 53:8, ss.373-381 August 1972.
- 5- Foort,J. "The PTB prosthesis for BK Amputees, a Review of Technique and Criteria" Artificial Limbs, 9:1, ss, 4-13, Spring 1965.
- 6- Gardner,F.H,F.W.Clippinger Jr. "A Method for Location of Prosthetic and Orthtic Knee Joints" Artificial Limbs, 13:2 ss.31-35, Autumn 1969.
- 7- Hamontree ve diğlerleri "Twenty Months Experience with the PTS" Orthtics and Prosthetics, 22:1, ss.33-36, 1968.
- 8- Hughes, J. "Below-Knee Amputation Biomechanics" Presthetic and Orthotic practice; Murdoch George (editor), London, Edward Arnold publishers Ltd., 1969, ss.61-68.
- 9- Kettelkamp,B. ve diğlerleri. "An Electrogoniometric Study of Knee Motion in Normal Gait" J.Bone and Joint surgery, 52-A: 775-790, June 1970.
- 10- Krusen, Kottke, Ellwood "Physical medicine and rehabilitation" Philadelphia-London-Toronto. W.B.Saunders company, 1971, ss.124-136.



- 11- Lamoreux, L.W. "Kinematic Measurements in the Study of Human Walking" Bulletin of Prosthetics research 10:15, ss.1-84, Spring 1971.
- 12- Leavitt N.L. ve diğerleri. "Quantitative Method to Measure the Relationship Between Prosthetic Gait and the Forces Produced at the Stump-Socket Interface" American Journal of Physical Medicine, 49:192-203, 1970.
- 13- Lelievre J. "Pathologie du pied" Paris, Masson et cie Editeurs.1971. ss.72-78.
- 14- Liberson W.T, H.J. Holmquest, A. Halls "Accelerographic Study of Gait" Archives of physical medicine and rehabilitation 43:547-551, 1962.
- 15- Lyquist, E. "Clinical Study of the Application of the PTB Air-Cushion Socket", Artificial Limbs, 13:2, ss.41-42, Autumn 1969.
- 16- ----- "Recent Variants of the PTB Prosthesis, The PTS, KBM and Air-Cushion Sockets" Prosthetic and Orthotic Practice Murdoch George (editor) London, Edward Arnold Publishers Ltd., 1969, ss.77-88.
- 17- Lower Extremity Prosthetics "Prosthetics and Orthotics" New York University Post-Graduate medical school, 1971.
- 18- Murdoch, G. "Levels of Amputation and Limiting Factors" Annals of the Royal College of Surgeons of England, 40:204-216 April 1967.
- 19- Murray M.P. "Gait as a Total Pattern of Movement", American Journal of Physical medicine, 46:290-333, 1967.
- 20- -----, A. Drought, C. Kory "Walking Patterns of Normal Men" Journal of Bone and Joint surgery 46-A:2, ss.335-360, March 1964.
- 21- ----- ve diğerleri, "Comparison of Free and Fast Speed Walking Patterns of Normal Men", American Journal of Physical medicine 45:I, ss.8-24, 1966.
- 22- Perry, T. "Below-Knee Amputations" Archives of surgery 86:199-202, 1963.
- 23- Radcliffe C.W., J. Foort "The patellar Tendon-Bearing Below-Knee Prosthesis" University of California, Biomechanics laboratory, 1961. ss.-214.
- 24- Rubin, G, R.O. Nitschke, H.F. Gardner, "The Supra Condylar-Suprapatellar PTB Prosthesis" Bulletin of Prosthetics research, ss.102-106, Fall 1970.



- 25- Rusk A.H. "Rehabilitation Medicine" Saint Louis, C.V.Mosby Company 1971, ss.214-215.
- 26- Schwartz R.P. ve diğeri, "A Quantitative Analysis of Recorded Variables in the Walking Pattern of Normal Adults" Journal of Bone and Joint surgery, 46-A:2, ss.324-334, March 1964.
- 27- Shambes M.G, J.C.Waterland "Stance Characteristics of a Quadrilateral Amputee", Bulletin of prosthetics, 10-15:102-106, Spring 1971.
- 28- Slocum D.B. "An Atlas of Amputations" St.Louis,C.V.Mosby,1949.
- 29- Steindler A. "The Mechanics of the Knee Joint" Kinesiology of the human body Illinois, Charles C.Thomas publisher 1970, ss.326-360.
- 30- Taft C,B.S. Fishman "Radiographic Evaluation of Stump Socket Fit" Artificial Limbs, ss.36-40, Autumn 1969.
- 31- Tipton M.C.P.V.Karpovich "Electrogoniometric Records of Knee and Ankle Movements in Pathologic Gaits" Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 46:267-272, 1965.
- 32- Welcott,E.G,H.Koepke,A.Arbor "Experience with Patellar Tendon Barring Below-Knee prosthesis with Total Contact Socket" Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 43:474-476 1962.
- 33- Wilson A. "Limb Prosthetics" Artificial Limbs, II:I-46, 1967.
- 34- \_\_\_\_\_ "Recent Advances in Below-Knee Prosthetics" Artificial Limbs, 13:2, ss. 1-12, Autumn 1969.
- 35- Wilson, B.A.Jr. "Evaluation of the Patellar Tendon Bearing Prosthesis and its Variations" Prosthetic and Orthotic Practice, Murdoch George (Editor), London, Edward Arnold Publishers Ltd., 1969, ss.105.