

ALT EKSTREMİTE PROTEZLERİNDE BİYOMEKANİK YAKLAŞIMLAR

*Doç. Dr. Serap ALSANCAK**

Alt ekstremitte protezlerinde biyomekanik analizin esası yürüyüş sırasında güdük ve soket arasında oluşan kuvvetlerin etkisini belirlemektir. Hastanın protezi ile rahat olması tek başına yeterli değildir. Çoğu kez ayakta duruşta rahat olan ampute yürüyüş sırasında ağır hisseder. Protezlerde biyomekanikğin iyi bilinmesi ve bunun ayarlarla proteze yansıtılması güdük soket arasında oluşan istenmeyen kuvvetlerin kontrol altına alınmasını ve amputenin rahatsızlık hissetmeden eğitimle birlikte normal yürüyüş paternini kazanmasına yardımcı olur.

Genel olarak bir protezde üç ayar yapılır. Bunlar bağlantı (bench) ayarı, statik ve dinamik ayarlardır. Bağlantı ayarı, henüz soketin montajı sırasında uyulması gereken özellikleri içeren ayardır. Normalde olduğu gibi amputeler yürüyüş sırasında vücut ağırlığı ve yerin reaksiyonel kuvveti olmak üzere iki zıt kuvvetin etkisi altında kalırlar. Aynı doğrultuda olmayan bu kuvvetlerin oluşturduğu momentin en aza indirilmesi için soketin güdüğe göre ayakta duruş ve yürüş için uygun şekilde pozisyonlanması gerekir. Statik ayar amputeye protezini giydikten sonra yürümeden ayakta dururken verilen ayar, dinamik ayar ise ampute yürüyüşü sırasında tespit edilen bozukluğa göre düzeltici nitelikte yapılan ayardır (1).

Bu ayarlar amputasyon seviyesine göre farklı biyomekaniksel özellikleri içerir.

Parsiyel Ayak Protezlerinde Biyomekanik

Ayağın düzgün olmayan zeminlere adaptasyon, vücut ağırlığını taşıma ve ekstremitte ile arasında transvers rotasyonu oluşturma gibi üç önemli görevi vardır. Yürüyüş sırasında topuk vuruşu (heel strike)unda vücut ağırlığı calcaneus, topuk yumuşak doku-

su ve yağ dokusu tarafında karşılanır. Topuk vuruşundan topuk kalkışı (heel off)'na dek alt ekstremitte iç rotasyona giderken ayak pronasyondadır. İtme fazı (push off)nda yerin reaksiyonu metatars başları ve ayak parmakları tarafından karşılanır. Sallanma (swing) fazında ise, alt ekstremitte dış rotasyona ve ayak destek fazı (stance)ndaki pronasyonu nötralize edici nitelikte supinasyona gider (2-4).

Parsiyel ayak amputasyonları ile normal yürüyüş paterni bozulur, yürüyüşte itme fazı yapılamaz ve erken yorulma görülür. Ancak talocrural ve talocalcaneal yapıların, dorsi ve plantar fleksiyon hareketleri korunur ve yürüyüş sırasında enerji tüketimi diğer proksimal amputasyonlara göre daha azdır.

Parmak amputasyonlarında yürüyüşte herhangi bir bozukluk olmaz. Ancak distal ayak (transmetatarsal ve ray) amputasyonlarında ayağın normal fonksiyonu bozulur. Topuk vuruşunda topuğun posteriorunda ve ayağın dorsalinde oluşan kuvvetler, orta destek (mid stance) fazında topuk ve ayağın plantarına dağılır ki bu sırada soket baskısı topukta yoğunlaşır. İtme fazında soket baskısı ayak plantarından güdüğün anterodistal yüzüne kaymıştır ve baskı güdük ucundadır. Bu nedenle transmetatarsal amputasyon cerrahisinde metatars uçlarının törpülenmesi ve insizyon alanının güdük önünde plantar yüz yerine dorsalinde yer alması önemlidir.

Proksimal ayak (Lisfranc ve Chopart) amputasyonlarında topuk vuruşunda, orta destek ve itme fazlarında oluşan kuvvetler distal ayak amputasyonlarında oluşan biomekanik kuvvetlere benzerlik gösterir. Topuk vuruşunda güdüğe etki eden kuvvetler topuk ve ayak dorsalinde toplanırken, orta destek fazında güdük tabanında ve itme fazında ayağın

* Ankara Üniversitesi Dikimevi Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu Protez-Ortez Programı, Ankara.

anterodistalinde yer alır. Distal ayak amputasyonları ile arasındaki tek biyomekaniksel fark güdük boyunun kısalmasına bağlı soketten güdüğe etki eden kuvvetlerin artmış olmasıdır. Bu kuvvetler Newton'un III. kanununa bağlı olarak, aynı yerde ancak ters yöndedir.

Parsiyel ayak amputasyonlarında genel olarak kuvvet dağılımını etkileyen dört önemli özellik vardır. Bunlar metatars başlarının kaybı, kaldıraç kolunun kısalması, kas dengesinin plantar fleksörler ve invertörler lehine bozulması ile longitudinal ve transvers ark yapısının kaybıdır.

Chopart amputasyonları diğer bir proksimal ayak amputasyonu olan Lisfranc'a benzer biyomekanik özellikler gösterse de kaldıraç kolunun bu amputasyonda iyice kısalması özellikle itme fazında tibia üzerine gelen kuvvetleri artırır. Bunu çözümlenmenin tek yolu baskıyı geniş alana dağıtmak olduğu için Chopart protezlerinde soket boyu Lisfranc protezlerine göre daha uzun tutulur. Soket boyu uzadıkça kaldıraç kolu uzayacağından tibia baskısı azalır. Patellar tendon bölgesine kadar uzanan Chopart protezleri ile itme fazında yerin reaksiyonel kuvveti patellar tendon bölgesinden daha kolay karşılanır, bayan hastaların diz altı etek giyebilmeleri temin edilir ve topuğa vücut ağırlığının verilmesinde sorunu olduğunda bu protezlerle patellar tendondan vücut ağırlığı taşıtılabılır. Ayrıca proksimal parsiyel ayak protezlerinde büyük sorun olan itme fazını kolaylaştırmak için metatarsal bölgeye esneklik verilir (4).

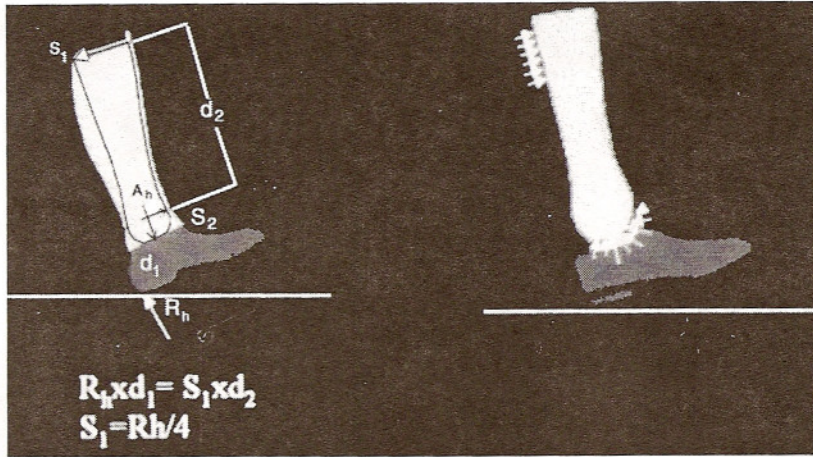
Syme Protezlerinde Biyomekanik

Syme protezlerinde vücut ağırlığının güdük distalinden taşınması iyidir, yüksek ön ve arka duvarlar baskıları geniş alana dağıtırlar, stabilizasyon iyidir, güdük soket içerisinde rotasyon yapamaz. Yürüyüş sırasında, Syme

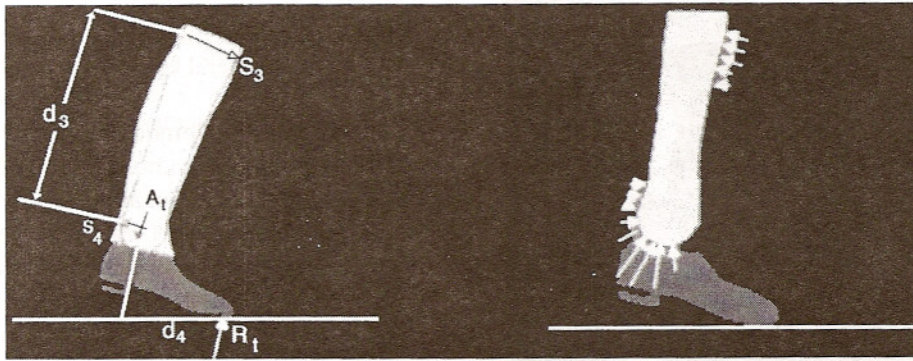
protezleri de diğer protezlerde olduğu gibi yerin reaksiyonel kuvveti ve buna tepki olarak oluşan vücut ağırlığından etkilenir. Eşit fakat zıt yönde oluşan, ancak aynı düzlemde olmayan bu iki kuvvetin meydana getirdiği rotasyonel moment topuk vuruşunda saat ibresinin tersi yönündedir ve güdüğün anterodistal, posteroproksimal yüzünden sokete yönlene kuvvetleri oluşturur. Vücut ağırlığının taşındığı güdük distal orta noktasına göre bu kuvvetlerin oluşturduğu saat ibresinin tersi yönündeki $S_1.d_2$ momenti, saat ibresi yönündeki yerin reaksiyonel kuvvetinin oluşturduğu $Rh.d_1$ momentine eşittir.

Genellikle Syme amputasyonlarında erişkinlerde güdük distal orta noktasının topuk arkasına uzaklığı güdük boyunun 1/4'ü kabul edilir ve d_1 mesafesi W veya Rh 'ın 1/4'üdür. Örneğin 60 kg vücut ağırlığına sahip bir kişinin güdük posteroproksimal (S_1) ve anterodistalinde (S_2) oluşturduğu kuvvetler 15'er kg'dır. Topuk vuruşunda gerilim kuvveti ise en çok protezin anterodistalinde etkili olduğu için kırılma buradan gerçekleşir (Şekil 1a).

Topuk vuruşunda yerin reaksiyonel kuvveti protez ayağın metatarsal bölgesinden vücut ağırlığına ters ve saat ibresi yönünde rotasyonel bir moment oluşturur. Buna bağlı olarak anteroproksimal ve posterodistal yüzde soketten güdüğe ve güdükten sokete yönlene kuvvetler oluşur. Genellikle Syme amputasyonlarında erişkinler için metatarsal bölgenin güdük distal orta noktasına uzaklığı güdük boyunun yarısı olarak kabul edilir. Bu nedenle saat ibresi yönünde moment oluşturan S_3 ve S_4 kuvvetleri vücut ağırlığının yarısına eşittir. Örneğin 60 kg vücut ağırlığına sahip bir kişi için anteroproksimal (S_3) ve posterodistal (S_4) kuvvetleri 30'ar kg'dır. İtme fazında Syme protezlerinde gerilim stresi posterodistal yüzde yoğunlaştığı için kırılmalar en çok bu bölgeden beklenir (Şekil 1b) (1,2).



Şekil 1a. Syme protezinde topuk vuruşunda oluşan kuvvetler.



Şekil 1b. Syme protezinde itme fazında oluşan kuvvetler

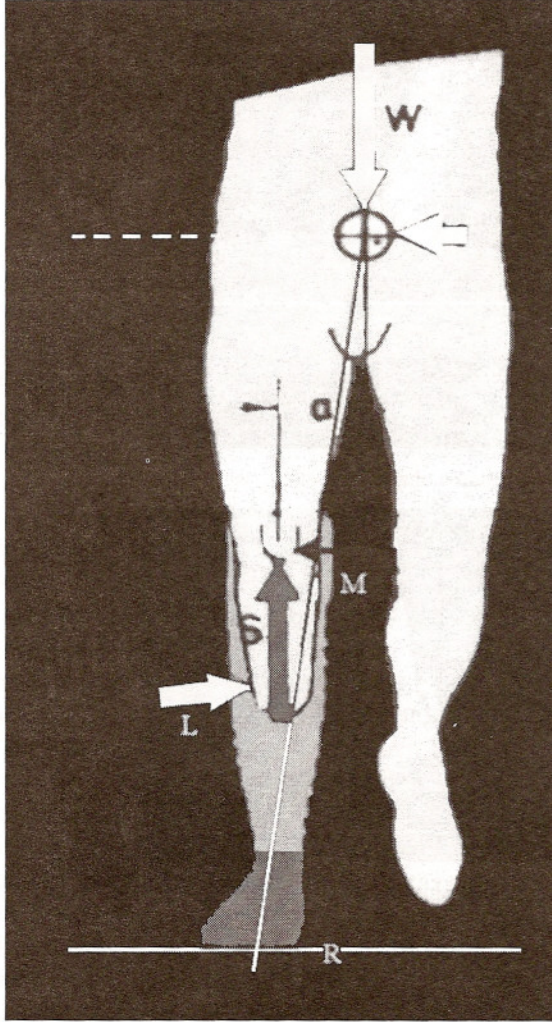
Destek fazı boyunca Syme protezi ayağında (tibianın anatomik yapısına bağlı olarak) dışa doğru rotasyonel bir moment oluşur. Bunu azaltmak için ayak normalden bir miktar iç rotasyonda bağlanır (1).

Diz Altı Protezlerinde Biyomekanik

Diz altı protezleri biyomekaniğinde weight bearing kapasitesini artırmak, mediolateral stabiliteyi temin etmek ve anteroposterior diz kontrolünü sağlamak gerekir. Diz altı amputelerde güdük üzerinde vücut ağırlığının taşınma kapasitesini soketin tipi, özelliği ve fleksiyon açısı etkiler. Yıllardır diz altı amputelerde kullanılan uyluk korseli, lateral eklemler ve açık uçlu soketlerde vücut ağırlığının % 60'ı korsemeden taşınır, uyluk korsesi ve lateral eklemler normal yürüyüş paternini kısıtlarlardı. Diz altı amputelerde normal yürüyüş PTB soketi ve bu soketin varyasyonları ile sağlanmıştır. Bu soketlerde patellar tendon, pretibial, posterodistal, popliteal, lateral fibular ve medial tibial alanla-

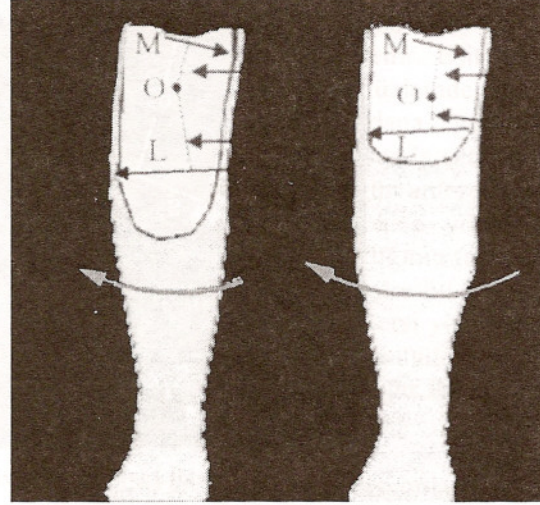
ra baskı verilerek destek yüzeyi genişletilmiştir. Soketin tam temaslı olması yalnız vücut ağırlığını taşıma (weight bearing) kapasitesini artırmakla kalmaz, aynı zamanda venöz dönüşü kolaylaştırarak ödemi kontrol altına alır ve iyi bir sensorial feedback sağlar. Taşıma kapasitesini etkileyen diğer bir unsur olan fleksiyon açısı PTB soketlerinde güdük boyuna göre değişir. Güdük boyu kısaldıkça bu açı 10-15°'ye kadar çıkar. Fleksiyon açısının protezin anteroposterior stabilizasyonuna katkısı daha sonra detaylı olarak açıklanacaktır.

Normalde yürüyüş sırasında frontal düzlemde orta destek fazında vücut ağırlığı ve yerin reaksiyonel kuvvetinin aynı doğrultuda olmamasına bağlı dizde varus momenti oluşur ve diz laterale gider. Bu durumu vastus lateralis, tensör fascia lata kasları ve lateral kollateral ligamentler kontrol altına alır. Diz altı protezlerinde orta destek fazında benzer şekilde oluşan varus momenti ise, soketin güdüğe yaptığı baskı ve güdük uzunluğu tarafından karşılanır (Şekil 2) (2).



Şekil 2. PTB protezinde frontal düzlemde orta destek fazında oluşan varus momenti ve mediolateral stabilite kontrolü.

Diz altı amputelerde varus momentinin etkisi ve mediolateral stabilitenin temini güdük-socket medial proksimal ve lateral distal baskıları ile sağlanır. Şekil 3'de görüldüğü gibi güdük boyunun kısalması M ve L baskı kuvvetlerinin artmasına neden olur. Diz altı protezlerinde medial proksimal bası genellikle tüm medial kondil üzerinde hissedilmekle birlikte çoğunlukla kondil üst kenarında, lateral distal bası ise tüm lateral duvar boyunca hissedilmekle birlikte en çok da 1/3 distalde yoğunlaşır. Bu basıları en aza indirmek ve hastaya rahatsızlık vermeden mediolateral stabiliteyi sağlamak için ya socket ayağa göre mediale kaydırılır veya PTB socketinin kondil proksimaline uzanan diğer varyasyonları (PTB-SC ve PTB-SC/SP) seçilir (1,2).



Şekil 3. PTB protezinde güdük boyuna göre mediolateral kuvvetlerin dağılımı.

Frontal düzlemde stabilizasyon ayarı yapılırken güdüğün anatomik, fizyolojik ve mekanik yapısından uzaklaşmaması gerekir. Örneğin socketin aşırı mediale yerleştirilmesi saat ibresi yönünde valgus momentini doğuracak ve güdük lateral proksimal ve medial distalinde aşırı baskıya yol açacaktır.

Diz altı protezlerde orta destek fazında oluşan varus momentinin kontrolünde tek başına socketin tipi ve ayarı yeterli değildir. Aynı zamanda socketin uyumunun iyi olması ve amputenin fiziksel uygunluğu da önemlidir. Örneğin 10-15 kat güdük çorabı kullanan bir diz altı amputede varusu kontrol etmek oldukça güçtür. Ayrıca güdük boyu kısa, kilolu, kasları zayıf ve ligamentleri gevşek amputelerde bu momentin kontrolü zordur.

Daha önce belirtildiği gibi sokete verilen fleksiyon vücut ağırlığını taşıma kapasitesini artırıcı niteliktedir. Bununla birlikte socketin tipi, ayarı ile birlikte protezin ön arka stabilizasyonunu olumlu yönde etkiler. Örneğin PTB-SC/SP, uyluk korseli lateral eklemli PTB veya uyluk bandlı PTB protezlerinde ekstansiyon momenti; suprapatellar yapı, uyluk korsesi veya uyluk bandı tarafından karşılanır.

Topuk vuruşunda yerin reaksiyonel kuvveti diz eklemine önünden geçer. Bu durum dizi ekstansiyona yönlendirir. Ayrıca önden arkaya doğru oluşan rotasyonel moment dizi rekürvasyona zorlayacaktır. Ancak diz

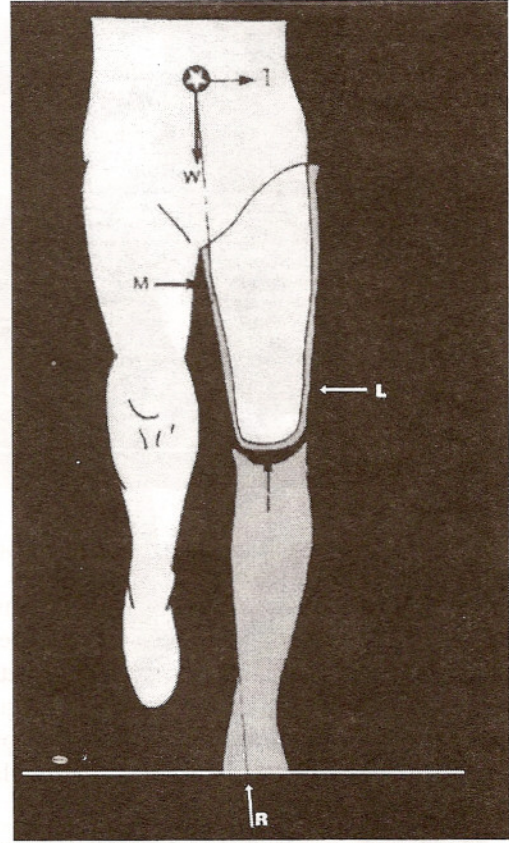
ekstansörlerinin yetersizliğinde kalçanın aktif ekstansiyonu ile diz kilitlenir. Topuk vuruşunda güdüğe etki eden kuvvetler soket tipine göre, supra patellar veya patellar tendon bölgesi ve güdük posterodistalinde yer alır. İtme fazında ise, yerin reaksiyonel kuvvetinin dizin arkasından geçmesine bağlı olarak arkadan öne doğru oluşan rotasyonel momentin etkisi ile güdüğe gelen baskılar posteroproksimal (popliteal) ve anterodistal bölgede yoğunlaşır (1,2).

Diz Dezartikülasyonu Protezlerinde Biyomekanik

Diz dezartikülasyonu protezleri biyomekaniği ilk olarak Hughes tarafından tanımlanmıştır. Diz dezartikülasyonu, biyomekaniğini önemli ölçüde etkileyen bir amputasyondur. Bu amputasyonda vücut ağırlığı güdük distalinden taşınabilir, güdük ucunun bulböz ve triangular yapısı nedeniyle güdük soket arasında rotasyon olmaz süspansiyonu, kaldıraç kolunun uzunluğuna bağlı mediolateral stabilizasyonu, uyluk kaslarına dokunulmadığı için güdüğün kontrolü, yere yakınlığı ve sokette geniş bir yüzeyin teması nedeniyle derin duyu diz üstü amputasyona göre daha iyidir (5).

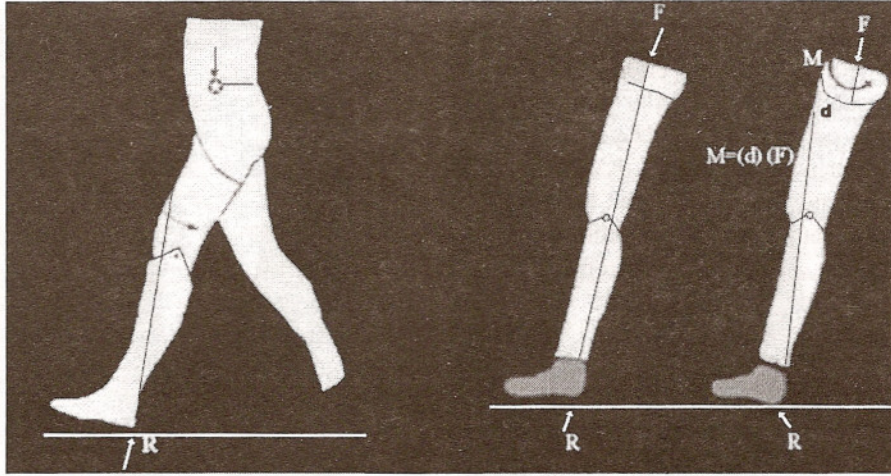
Diz dezartikülasyonunda diz üstü protezlerde olduğu gibi yerin reaksiyonel kuvveti yürüyüş sırasında orta destek fazında dizin medialinden geçer. Bu durumda saat ibresi yönünde oluşan rotasyonel momentin etkisi ile soketin medial proksimal ve lateral distalinde baskı kuvvetleri oluşur. Ancak kuvvetlerin etkisi diz üstü amputasyonundaki kadar fazla değildir (Şekil 4) (4-6).

Diz dezartikülasyonu soketlerinde rotasyonel merkez vücut ağırlığının taşındığı güdük distalinde, diz üstü amputasyonlarda yine vücut ağırlığının taşındığı güdük proksimalinde (tuber ischii ve gluteal alanda) dir. Diz dezartikülasyonu soketlerinde medial duvar tuber ischiiden 2-3 cm aşağıda sonlandırılır. Bu şekilde ideal mediolateral stabilite sağlanır ve güdük medial proksimalinde oluşabilecek yumuşak doku yıgılmaları önlenir (4,7).



Şekil 4. Diz dezartikülasyonu protezinde orta destek fazında oluşan kuvvetler.

Yürüyüş sırasında anteroposterior yönde oluşan kuvvetler diz üstü amputelerde olduğu gibi anteroposterior stabiliteyi ve dizin kontrolünü sağlar. Topuk vuruşunda yerin reaksiyonel kuvveti şekil 5'de görüldüğü gibi kalça ekleminin önünden geçtiği için bu durum dizi daima fleksiyona zorlar. Ampute ancak kalça ekstansörlerini çalıştırarak dizini ekstansiyona getirir ve yer reaksiyonunun oluşturduğu fleksiyon etkisini azaltır. Bu sırada oluşan ekstansiyon momenti soketin anteroproksimal ve posterodistalinde baskı oluşturur. Tüm bunlara rağmen diz dezartikülasyonunda destek fazında anteroposterior stabilite ve dizin kontrolü güdük boyunun uzun ve kasların güçlü olması nedeniyle daha kolay sağlanır, protez ayarı kolay yapılır ve soketten güdüğe baskı azalır (7-9).



Şekil 5. Diz dezartikülasyonu protezinde sagittal düzlemde topuk vuruşunda oluşan kuvvetler.

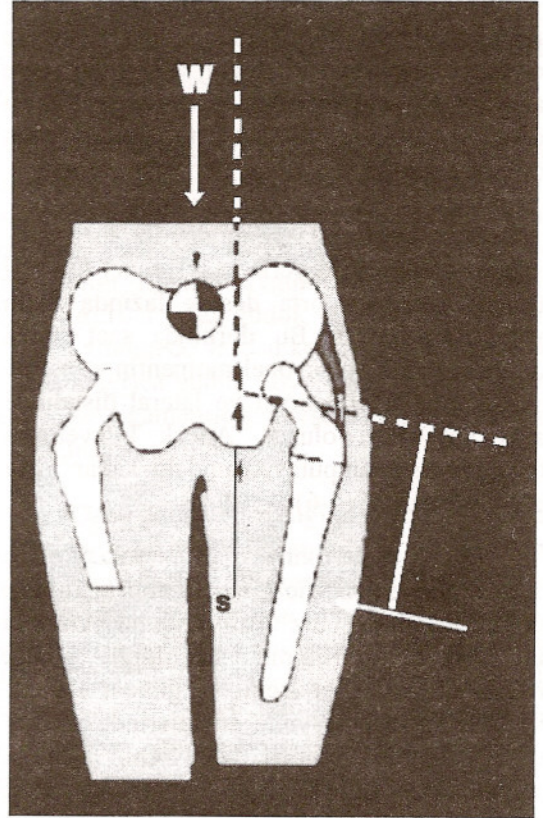
Diz dezartikülasyonu protezleri sallanma fazında gravite ve inertia'nın etkisi ile güdükten çıkmaya zorlanır. Bu da ya geniş soket oluşturulup suprakondiller alandan verilen yaygın baskı ile veya güdüğe tam uyumlu soket yapıp medialden kapak açılarak çözümlenebilir (5).

Diz Üstü Protezlerinde Biyomekanik

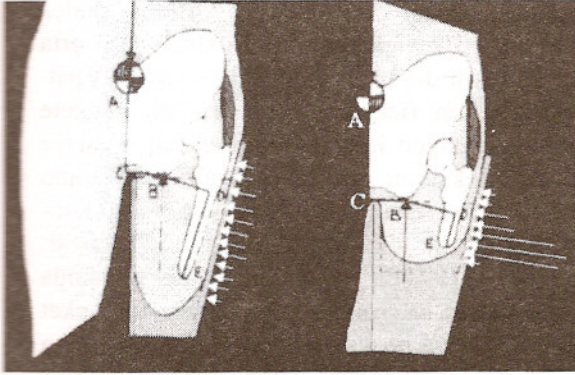
Alt ekstremitenin mekanik eksenini ilk olarak 1867 yılında Duchenne tarafından tanımlanmıştır. Bu eksen femur başı, diz ve her iki ayak arası orta noktadan geçer. Mekanik eksenle vertikal eksenin oluşturduğu açı 3° , femur shaftının vertikal eksenle oluşturduğu açı 9° 'dir. Femurun anatomik ekseninin abduksiyondan adduksiyona gidişi kalça stabilizatörleri ve abduktörlerin normal fonksiyonlarını sürdürmesinde, vücut ağırlık merkezinin hareketinin azalmasında ve kişinin daha az enerji harcayarak yürümesinde etkilidir. Diz üstü amputasyonlarda bu mekanik ve anatomik eksenler bozulmuştur. Protezlerinde yapılan biomekanik ayarlamalarla ise bu eksenler yeniden oluşturulmaya çalışılır (5,10).

Diz üstü amputelerde pelvisin gluteus medius'un eksentrik kontraksiyonu ile gerçekleştirilen stabilizasyonu zorlaşırken güdükte ramus ve perineal bölgeye baskı olur, ampute abduksiyon ve gövde lateral fleksiyonu ile yürür. Bu durumda gövde ve pelvis stabilizasyonu femurun soket lateralinden ve

medial proksimalinden desteklenerek sağlanır (Şekil 6). Diz üstü amputelerde güdük boyu kısaldıkça soket lateralinde stabilizatör kuvvetin uygulandığı alan daralmakta ve baskı artmaktadır (Şekil 7) (5).



Şekil 6. Femurun soket lateralinden desteklenerek pelvik stabilizasyonunun temini.

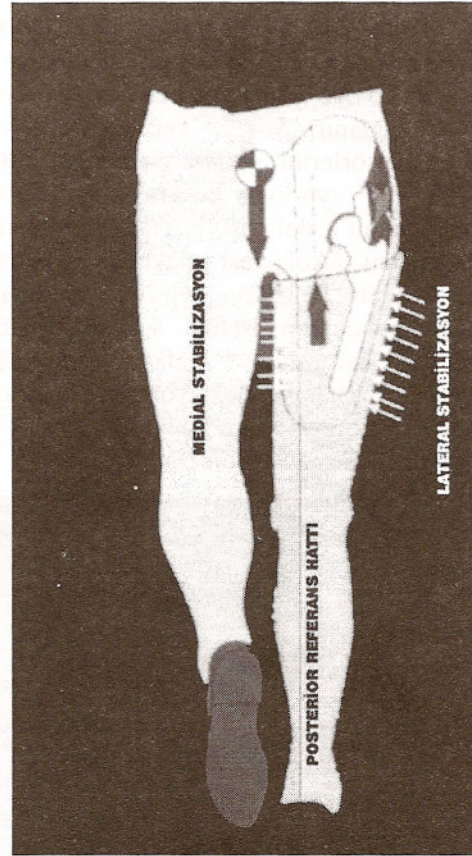


Şekil 7. Diz üstü soketlerde güdük boyu ile lateral stabilizatör kuvvetlerin ilişkisi.

Little kasları kuvvet kolları, çapları, insersio açıları ve yerlerine göre değerlendirilmiş ve en uzun kuvvet koluna, diğer kalça adduktörlerine göre 4-5 kat daha fazla adduksiyon momenti oluşturan adduktör magnusun sahip olduğunu belirtmiştir. Diz dezartikülasyonunda adduktör kaslarda kayıp olmadığından abduktör ve adduktör kaslar dengededir. Bu durumda femurun anatomik ekseninde değişiklik yoktur. Femurun 1/3 distal amputasyonunda femurun anatomik eksenini normale yakındır. Ancak adduktör magnusun büyük bölümünün kaybına bağlı adduksiyon fonksiyonu % 70 azalır. Femur boyu kısaldıkça anatomik ve mekanik eksenler arasındaki açı bozulur ve 6°'den 14°'ye ulaşabilir (5,10).

Normalde yerin reaksiyonel kuvveti orta destek fazında kalça eklemi medialinden geçer. Bu sırada oluşan varus momenti kalça abduktörleri tarafından kontrol edilir. Diz üstü amputelerde kalça abduktörleri yeterli güce sahip olsa bile fiksasyon etkisi yetersizdir. Pelvis hareketi femur hareketine bağlı olduğu için femurun soket içerisindeki stabilizasyonu pelvisi de stabilize edecektir. Normalde olduğu gibi diz üstü amputede orta destek fazında varus momenti oluşur ve yerin reaksiyonel kuvveti tuber ischiadicum'un medialinden geçer. Femur lateralinden soket üzerinde oluşturulan stabilizatör kuvvet soketin medial proksimalinde oluşan kuvvet tarafından dengelenir (Şekil 8). Doğal olarak femur boyunun uzun olması bu kuvvetlerin etkisini azaltacaktır. Çünkü femur lateral distalinden uygulanan kuvvetin ischioma uzaklığı çarpımı, vücut ağırlığının ischioma uzaklığı çarpımına eşittir.

Uzaklığın azalması veya güdük boyunun kısalması lateral kuvvetin miktarını artırır. Ayrıca lateral duvarın yüksek tutulması gluteus medius kasına yardım ederek pelvisin stabilizasyonunu kolaylaştırır (2,5).



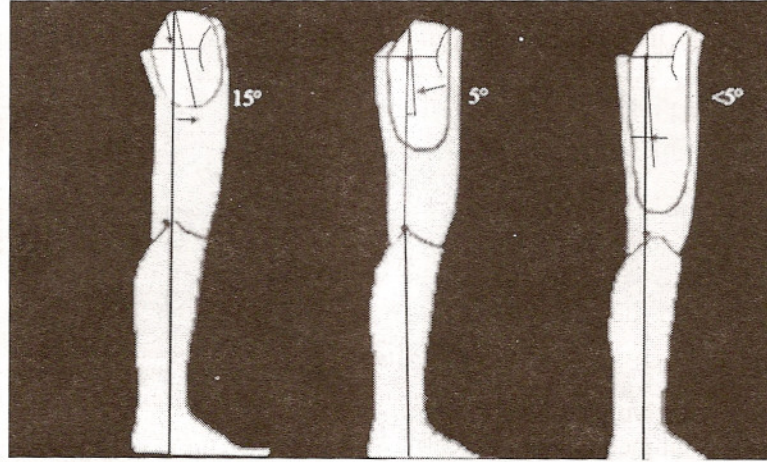
Şekil 8. Diz üstü amputede oluşan varus momenti ve kontrolü.

Özellikle kısa diz üstü güdüklerde tercih edilen CAT-CAM (Contoured Adducted Trochanteric-Controlled Alignment Method) sokette lateral duvar quadrilateral sokete göre yüksek tutularak trochanter, femur shaftı laterali ve ramustan mekanik adduksiyon gerçekleştirilerek daha iyi bir mediolateral stabilizasyon sağlanır. Diz üstü amputelerde soketin ayağa göre pozisyonlanması da stabilizasyonu etkiler. Örneğin soketin ayağa göre dışa bağlanması yerin reaksiyonel kuvvetinin ischioma uzaklığını ve varus momentinin etkisini artırır, tersine içe bağlanması bu mesafeyi kısaltır varus momentinin etkisini azaltır (11).

Tüm bu hususlar dikkate alınarak diz üstü protezleri bağlantı ayarında uyulması gereken kural soketin iç-dış duvarı orta noktadan geçen eksenin vertikal uzanarak diz ve

ayak bileğinin ortasından geçmesidir. Ancak güdük boyuna göre femur adduksiyon veya abduksiyonda pozisyonlanır. Fakat hiçbir zaman eksenin vertikalliği bu ayarlarla bozulmaz.

Diz üstü protezlerinde anteroposterior ayarda dikkat edilmesi gereken husus dizin stabilizasyonudur. Bu da sokete, güdük boyu kısaltıkça 15°'ye kadar verilebilen fleksiyon açısı ile sağlanır. Sokete verilen fleksiyon, kalça ekstansörlerini gergin pozisyona getirmekte ve yürüyüş sırasında dizin ekstansiyonunu dolayısıyla anteroposterior stabilizasyonu kolaylaştırmaktadır. Ayrıca sokete verilen fleksiyon, yürüyüş sırasında tuber ischiadicumun ischial seki üzerindeki temasında devamlılık sağlar. Diz üstü soketlerinde başlangıç fleksiyon açısı kısa güdüklerde 15°, orta boy güdüklerde 5° ve uzun güdüklerde 5°'den az verilir (Şekil 9) (2,12).



Şekil 9. Diz üstü protezde güdük boyuna göre değişen sagittal düzlemde soketin pozisyonu.

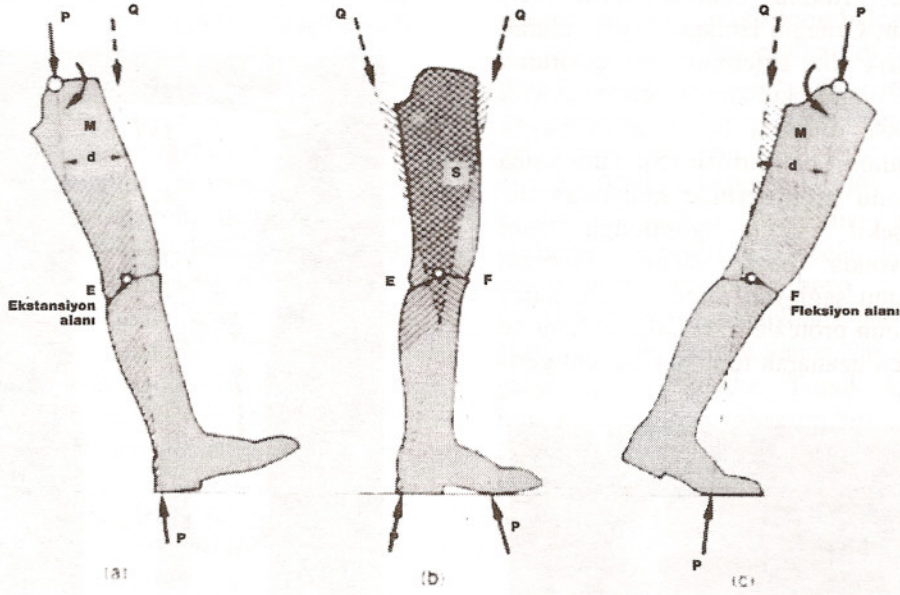
Normalde topuk vuruşunda yerin reaksiyonel kuvveti kalça eklemine önünden geçer. Bu sırada kalça ekstansörlerinin aktivitesi ile ekstansiyon momenti oluşur ve topuk vuruşunun başlangıcında dizin arkasından geçen eksternal kuvvet diz eklemine önüne kaydırılarak dizin stabilizasyonu temin edilmiş olur. Diz üstü protezlerinde dizin stabilizasyonunda veya kilitlenmesinde soketin fleksiyonu veya soketin normalden öne bağlanması büyük kolaylık sağlar (4,12).

Diz üstü amputelerde kalçada fleksiyon kontraktürünün olduğu durumlarda sokete güdük boyuna göre verilecek fleksiyon açısına

başlangıç fleksiyonu eklenir. Örneğin kalça eklemine 10° fleksiyon kontraktürü olan orta boy güdüklü diz üstü ampute için sokete verilmesi gereken fleksiyon açısı 15°'dir. Sokete verilen fleksiyon kadar ayağa verilen dorsi ve plantar fleksiyon da dizin stabilizasyonunu etkilerken, yetersiz dorsi fleksiyon ve sert topuk lastiği de dizin stabilizasyonunu bozar. Radcliffe 1994'de yayınlanan çalışmasında *stabilizasyon alanından* söz etmiş ve soket distalinde veya proksimalinde oluşan bu alanın diz üstü protezlerde dizin anteroposterior stabilizasyonunda etkili olduğunu belirtmiştir. Radcliffe'e göre bu alan, topuk vuruşunda diz eklemine önünden geçen eksternal kuvvetin oluşturduğu *ekstansiyon alanı* ile itme fazında diz eklemine arkasından geçen eksternal kuvvetin oluşturduğu *fleksiyon alanının* birleşimidir. Stabilizasyon alanı tek eksenli ve dört barlı eklemlerde birbirine benzer olmakla birlikte;

dört barlı eklemlerde topuk vuruşunda diz eklemine çok önünde, itme fazında çok arkasından sınırlanan oldukça geniş bir alanı içine alır (Şekil 10) (4).

Rotasyonel merkez tek eksenli protezlerde soket distalinde, dört barlı diz eklemli protezlerde soket proksimalinde oluşur. Bilindiği gibi rotasyonel merkez kalça eklemine yaklaştıkça kalça ekstansiyon momentinin stabilizatör etkisi zayıflar. Böylece kalça ekstansör kaslarına düşen görev artar. Ancak dört barlı eklemlerde bu merkezi soket distaline almak ve hiperstabilizasyonu sağlamak mümkündür.



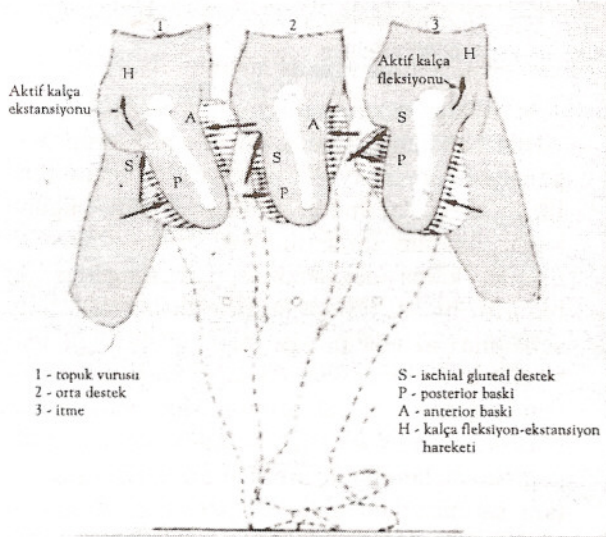
Şekil 10. Tek eksenli diz üstü protezinde stabilizasyon alanı.

Diz üstü protezlerinde güdük, stance fazının her aşamasında soketten gelen anlamlı baskıyı tolere etmek zorunda kalır. Örneğin topuk vuruşunda güdüğün anteroproksimalinde ve posterodistalinde oluşan baskılar yer değiştirerek itme fazında anterodistal ve posteroproksimale kayar (Şekil 11) (2,5).

dizin friksiyonu veya örgü kolonların gerginliği, plastik veya keçe bloklarla kontrol edilebilir (4,7,12).

Kalça Dezartikülasyonu Protezlerinde Biyomekanik

Kalça dezartikülasyonu protezleri biyomekaniğinde Canadian tip kalça dezartikülasyonu protezi esas alınmış ve ilk tanımlamalar Mc Laurin tarafından yapılmıştır. Kalça dezartikülasyonu protezleri genel olarak birbirine benzemekle birlikte soket tipleri ve kalça eklemleri bakımından farklılık gösterirler. Ancak kalça dezartikülasyonu protezlerinin hemen hepsinde kalça eklemi weight bearing hattının önünden geçer, kalça eklemlerine yerleştirilen özel parçalar kalçanın hiperekstansiyonunu önler, hasta oturduğunda rahatsızlık hissetmez ve yükseklik oluşturmaz (2,7).

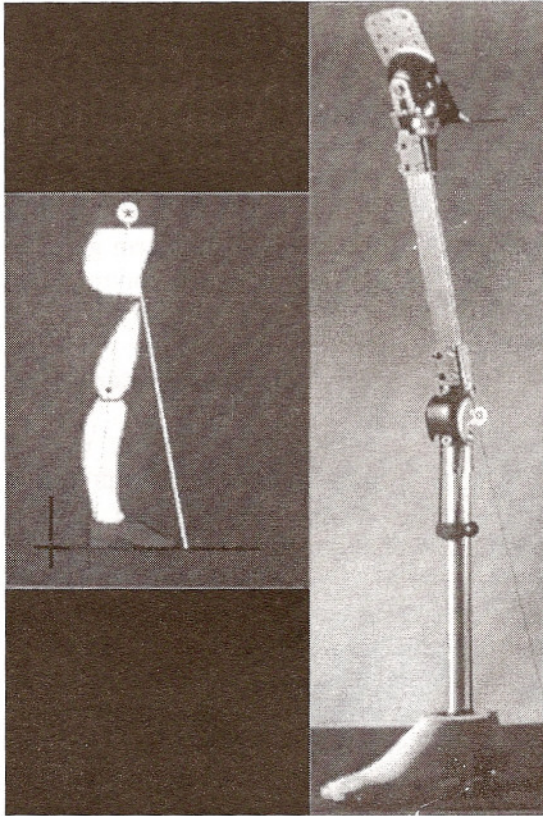


Şekil 11. Sagittal düzlemde destek fazında güdük üzerinde oluşan kuvvetlerin dağılımı.

Yürüyüşün sallanma fazında arkadan öne bir moment oluşur. Bu momentin etkisi ile bacak ileri fırlatılır. Ancak bacağın öne hızlı ve sert atılması sokete verilen fleksiyon açısı,

Canadian tip kalça dezartikülasyonu protezinde kalça eklemi önünden ve diz eklemi arkasından geçen bir kontrol bandı bulunur. Esnek olan bu bant kalça ve diz eklemi aşırı fleksiyona gidişini önler ve diz ekstansiyonuna yardımcı olur. Günümüzde geliştirilen modüler kalça eklemlerinde eklem iç ve dış tarafına yerleştirilen lastikler veya eklem içine yerleştirilen yaylarla kalça eklemi aşırı fleksiyonu önlenmektedir.

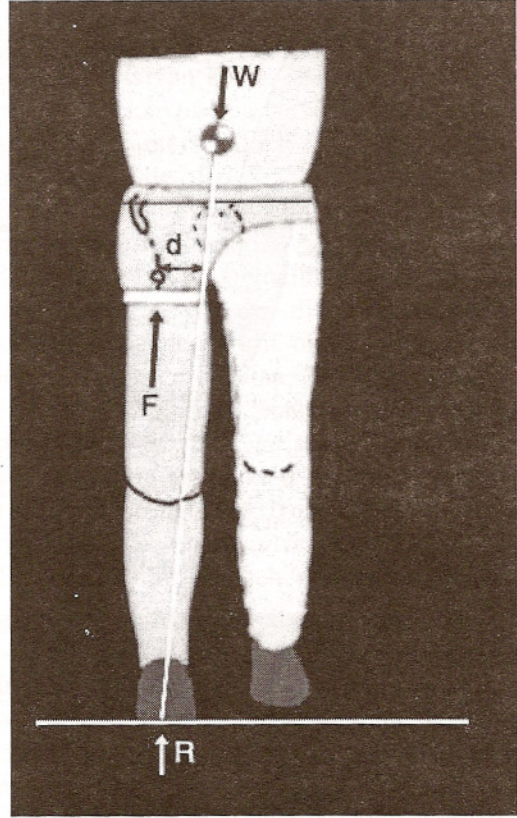
Kalça dezartikülasyonunda diz eklemleri de denenmiştir. Örneğin Hollanda'da ilk olarak Tuil polisentrik diz eklemi ters çevirerek kalça eklemi olarak kullanmış, gerek ayakta duruşta gerekse oturuşta bu eklem büyük rahatlık sağladığını belirtmiştir (5). Tüm kalça dezartikülasyonu protezlerinde kullanılan diz eklemleri şekil 12'de görüldüğü gibi hiperekstansiyonda pozisyonlanır. Protezin stabilizasyonunu sağlayan referans hattı kalça dezartikülasyonu protezlerinde kalça eklemi ve diz ekleminden uzanarak topuğun 2-3 cm gerisinde sonlanır.



Şekil 12. Kalça dezartikülasyonu protezlerinde referans hattı.

Kalça dezartikülasyonunda pelviste bırakılan tuber ischiadicum mükemmel bir destek alanı oluşturur. Yürüyüşün destek fazında pelvis kalça dezartikülasyonunda da mediale tilt yapar. Çünkü bu fazda yerin reaksiyonel kuvveti soket medialinden geçmekte ve pelvisi sağlam tarafa doğru rotasyona zorlamaktadır. Bu durumda pelvisi saran korsede sağlam taraf crista iliaca proksimali ve ampute taraf distalinden destek alınır. Mediolateral stabilizasyonun sağlanması için gerekli olan bu

kuvvetler yaklaşık vücut ağırlığının 1/3'ü kadardır (Şekil 13) (2).



Şekil 13. Kalça dezartikülasyonu protezinde orta destek fazında pelvisin mediale tilti ve mediolateral stabilizasyonu.

Kalça dezartikülasyonu protezinde yürüyüşün sallanma fazında en önemli sorun süspansiyondur. En iyi süspansiyon protezin ağırlık merkezi üzerinden sağlanır. Bu da bugüne kadar ampute taraf ilium üzerinde diagonal uzanan kalça dezartikülasyonu korseleri ile başarılı bir şekilde gerçekleştirilmiştir. Orta sallanma fazında protez mediale düştüğü için süspansiyon bir miktar da sağlam crista üzerinden sağlanır. Ancak günümüzde yarı esnek plastiklerden esnek silikona kadar değişik malzemeler kullanılarak üretilen korselerin pelvisi tam sarması nedeniyle süspansiyon sorununu en aza indirmiştir.

Kalça dezartikülasyonu protezleri anteroposterior stabilizasyonunda kalça ve diz eklemlerinin kontrolü önemlidir. Topuk vuruşunda gravite merkezi yerin reaksiyonel kuvvetinin gerisinde kalır. Bu esnada yerin reaksiyonel kuvveti kalça eklem merkezinden, diz eklemi önünden ve ayak bileğinin arkasın-

dan geçer. Böylece ayak bileğinde plantar fleksiyon ve dizde ekstansiyon momenti oluşur. Kalça eklemi ekstansiyon lastiğinden uzaklaşmış ve diz tam ekstansiyondadır. Ayak tabanının yere teması sırasında gravite merkezi yine yer reaksiyonunun arkasında kalır. Bu sırada korsenin ekstansiyona doğru hafif bir rotasyonu olur. Yerin reaksiyonel kuvveti ayak bileği merkezinden, diz eklemi önünden ve kalça eklemi merkezinden geçer. Bu fazda dizin stabilizasyonu sağlanmıştır. Topuk lastiği veya plantar fleksiyon lastiği sıkışmıştır. Kalça dezartikülasyonu protezlerinde ayağın ideal yere teması ve hızlı plantar fleksiyonun gerçekleşmesi için lastiğin yumuşak olması gerekir. Orta destek fazında ise uyluk parçası kalça ekstansiyon lastiğine temas eder. Günümüzde kullanılan modüler protezlerde kalça eklemine Canadian tip kalça dezartikülasyonu protezlerine benzer fonksiyona sahip ekstansör stop parçaları yerleştirilmiştir. Orta destek fazında yerin reaksiyonel kuvveti ayak bileğinin ve diz eklemine önünden, kalça eklemine arkasından geçer. Bu nedenle ayak bileğinde dorsi fleksiyon, diz ve kalçada ekstansiyon momenti oluşur. Orta destek fazında protez üzerinde weight bearing tam sağlanır ve güvenli bir stance faz gerçekleştirilir.

Topuk vuruşunda korsede oluşan ve stabilizasyonu sağlayan kuvvetler anteroposterior, posterodistal ve soket tabanında yer alır. Ayak tabanının yere temas etmesi sırasında oluşan stabilizatör kuvvetler Topuk vuruşunda oluşan kuvvetlere benzer niteliktedir. Fakat korsenin anterior ve posterior duvarında oluşan kuvvetler azalmış, tabanında oluşan kuvvet ise artmıştır. Orta destek fazında vücut ağırlığı tümüyle korse tabanında toplanmıştır.

Topuk kalkışında ve itme fazına geçişte ampute dik pozisyonunu devam ettirir ve pelviste saat ibresi yönünde rotasyon meydana getirir. Bu rotasyonun etkisi ile kalça eklemi arkasından uzanan Canadian tipte kontrol bandı, modüler protezlerde lastik veya yay, dizin fleksiyonuna yardımcı olur. Protez üzerinde minimal bir ağırlık oluşur, gravite merkezi yer reaksiyonunun önünde kalır. Parmakların yerdan kalkması ile başlayan sallanma fazının accelerasyon bölümünde süspansiyon önemlidir. Bu sırada Canadian tip kalça

dezartikülasyonu protezinde kalça lastiği uyluk parçasına, modüler kalça dezartikülasyonu protezinde ekstansiyon stop parçasına temas eder, uyluk vertikaldir. Canadian tipte kontrol bandı modüler tipte ise lastik veya yay uzamıştır. Böylece topuğun aşırı yükselmeden kontrollü kalkışı sağlanır ve bacağın ekstansiyonu başlatılır. Decelerasyonda ampute pelvis üzerinde saat ibresi tersi yönünde rotasyonel moment meydana gelirken diz tam ekstansiyonda kontrol bandı, yay veya lastikler gergin pozisyonundadır. Topuk kalkışında ve itme fazında korse tabanına binen vücut ağırlığı azalırken anteroposterior yönde etki eden kuvvetler korsenin anterodistal ve posteroproksimaline kayar.

Normalde orta sallanma (mid-swing) fazı açılışmanın büyük olduğu bir fazdır. Örneğin kalça 25° fleksiyonda, diz 65° fleksiyonda ve ayak bileği nötral pozisyonundadır. Sallanma fazında kalça dezartikülasyonu protezi en uzamış konumunda olmakla birlikte bu açıların elde edilmesi de oldukça zordur. Sallanma fazının rahat olması için kalça dezartikülasyonu protezi eskiden normalden 1 cm kadar kısa tutulurdu. Günümüzde geliştirilen modüler kalça eklemeleri ile itme fazında yay veya lastikte toplanan potansiyel enerji accelerasyonda kinetik enerjiye dönüşerek uyluk parçasının ileri atılmasını sağlamaktadır. Yine geliştirilen friksiyonlu, polisentrik, hidrolik vb. diz eklemeleri de kalçanın bu hareketi ile oldukça uyumlu çalışmaktadır. Tüm bu geliştirilen eklemelerin avantajları ve korselerde süspansiyon sorununun tamamen giderilmesi, protez boyunun sağlam ekstremiteye eşit tutulmasını sağlamıştır (2,4,5,7).

Hemipelvektomi Protezlerinde Biyomekanik

Transpelvik amputasyonlarda veya hemipelvektomilerde korseye 35-45°'lik bir eğim verilir. Bu durum tuber ischiadicumun olmayışı nedeniyle destek fazında pelvisin vertikal hareketini azaltır. Genel olarak hemipelvektomi korsesi geniş bir alanı kapsar, glutealleri içine alır, sağlam tarafta trochanterik bölgeye ve alt kostalara kadar uzanır. Korse pelvise tam uyumlu yapıldığı için kuvvetler oblig uygulanır ve vücut ağırlığı oldukça geniş bir alandan taşınır.

Hemipelvektomi protezlerinde destek fazında vücut ağırlığı yumuşak doku ile birlikte costalardan taşınır. Mediolateral stabilite temini kalça dezartikülasyonu protezlerinde olduğu gibidir. Ancak sağlam taraf pelvis proksimalinde oluşan stabilizatör kuvveti daha geniş alana yaymak için korse sağlam tarafta

aşağı doğru uzatılır. Ayrıca tuber ischiadicumun olmaması korsede rotasyonel hareketin oluşmamasına neden olur. Hemipelvektomi protezlerinde anteroposterior stabilite ayarı da kalça dezartikülasyonu protezlerine benzerlik gösterir (2,4,5).

KAYNAKLAR

1. Lower Limb Prosthetics. Vol. I, University of Strathclyde, Glasgow 1995.
2. **Murdoch G:** Prosthetic and Orthotic Practice. London, Edward Arnold Publishers Ltd., 1970: 61-68, 119-137, 191-198, 285-304.
3. **Şener G, Erbahçeci F:** Protezler. Hacettepe Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu Yayınları, Volkan Matbaacılık, Ankara 1995.
4. **Murdoch G, Wilson AB:** Amputation : Surgical Practice and Patient Management. Reed Education and Professional Publishing Ltd., Butterworth-Heinemann, London 1996: 104-107, 119-123, 135-137, 149-151.
5. **Bowker JH, Michael JW:** Atlas of Limb Prosthetics. 2nd Ed, CV Mosby Co., St. Louis 1992: 487-500, 503-509, 539-552.
6. **Hughes J:** Biomechanics of the Through-Knee Prosthesis. Prosthet. and Orth. Int. 1970; 7 : 96-99.
7. Lower Limb Prosthetics. Vol.II, University of Strathclyde, Glasgow 1995.
8. **Baumgartner RF:** Knee Disarticulation Versus Above Knee Amputation. Prosthet. and Orth. Int. 1979; 3 : 15-19.
9. **Baumgartner RF:** Failures in Through-Knee Amputation. Prosthet. and Orth. Int. 1983; 7 : 116-118.
10. **Gottschalk FA, Still M:** The Biomechanics of Transfemoral Amputation. Prosthet. and Orth. Int. 1994; 18 : 12-17.
11. **Pritham CH:** Biomechanics and Shape of the Above-Knee Socket Considered in Light of Ischial Containment Concept. Prosthet. and Orth. Int. 1990; 14 : 9-21.
12. **Radcliffe CW:** Four Bar Linkage Prosthetic Knee Mechanism : Kinematics, Alignment and Prescription Criteria. Prosthet. and Orth. Int. 1994; 18 (8) : 159-173.