

T.C.  
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**DİZ ALTI AMPUTERLERDE OTURMADAN  
AYAĞA KALKMA AKTİVİTESİNİN  
DEĞERLENDİRİLMESİ VE DİZ EKSTANSÖR  
MOMENTİ İLE İLİŞKİSİ**

**FİZYOTERAPİST  
SEHER ÖZYÜREK**

**MUSKULOSKELETAL REHABİLİTASYON  
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**İZMİR-2009**

T.C.  
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**DİZ ALTI AMPUTERLERDE OTURMADAN  
AYAĞA KALKMA AKTİVİTESİNİN  
DEĞERLENDİRİLMESİ VE DİZ EKSTANSÖR  
MOMENTİ İLE İLİŞKİSİ**

MUSKULOSKELETAL REHABİLİTASYON  
YÜKSEK LİSANS TEZİ

**FİZYOTERAPİST  
SEHER ÖZYÜREK**

Danışman Öğretim Üyesi: Doç. Dr. Salih ANGIN

## İÇİNDEKİLER

### SAYFA NO

1. Tablo Listesi.....	i
2. Şekil Listesi.....	ii
3. Kısaltmalar.....	iii
4. Özet.....	1
5. Summary.....	2
6. Giriş ve Amaç.....	3
7. Genel Bilgiler.....	5
8. Gereç ve Yöntem.....	22
9. Bulgular.....	31
10. Tartışma.....	36
11. Sonuç ve Öneriler.....	44
12. Kaynaklar.....	46
13. Ekler	
• Bilgilendirilmiş onam formu.....	54
• Etik kurul raporu.....	58
• Değerlendirme formu .....	60
• Fotoğraf izin belgesi.....	62

## TABLO LİSTESİ

**Tablo 1.** Katılımcıların demografik ve antropometrik özelliklerinin karşılaştırılması

**Tablo 2.** Olgu grubunun amputasyon ve protez bilgileri

**Tablo 3.** Olgu ve kontrol grubunun oturmadan ayağa kalkma aktivitesine ait parametrelerinin karşılaştırılması

**Tablo 4.** Ampute - sağlam taraf quadriceps femoris kas kuvveti ve sağlam taraf - kontrol grubu quadriceps femoris kas kuvvetinin karşılaştırılması

**Tablo 5.** Ampute - sağlam taraf diz ekstansör momenti ve sağlam taraf - kontrol grubu diz ekstansör momentinin karşılaştırılması

**Tablo 6.** Ampute taraf diz ekstansör momenti ile oturmadan ayağa kalkma aktivitesi parametreleri arasındaki ilişki

## ŞEKİL LİSTESİ

- Şekil 1.** Oturmadan ayağa kalkma aktivitesinin fazları
- Şekil 2.** Balance Master değerlendirme sistemi
- Şekil 3.** Oturmadan ayağa kalkma aktivitesinin değerlendirilmesi
- Şekil 3a.** Başlangıç pozisyonu
- Şekil 3b.** Ayağa kalkma sırasında
- Şekil 3c.** Ayakta 5 sn dik durma
- Şekil 4.** El dinamometresi
- Şekil 5.** Olgu grubunda quadriceps femoris kas kuvveti ölçümü
- Şekil 6.** Yük kolu uzunluğunun ölçümü

## KISALTMALAR

OAK	Oturmadan ayağa kalkma
QF	Quadriceps femoris
PVH	Periferik vasküler hastalık
PTB	Patellar tendon bearing
PTB-SC	Patellar tendon-bearing-supracondylar
PTB-SCSP	Patellar tendon-bearing supracondylar-suprapatellar
SACH	Solid ankle cushion heel
BKİ	Beden kütle indeksi
DEM	Diz ekstansör momenti
P1	Pozisyon 1
P2	Pozisyon 2
Ort	Ortalama
S	Standart sapma
SQF	Sağlam taraf quadriceps femoris
AQF	Ampute taraf quadriceps femoris
KQF	Kontrol grubu quadriceps femoris
ADEM	Ampute taraf diz ekstansör momenti
SDEM	Sağlam taraf diz ekstansör momenti
KDEM	Kontrol grubu diz ekstansör momenti
ark.	Arkadaşları

## ÖZET

### DİZ ALTI AMPUTERLERDE OTURMADAN AYAĞA KALKMA AKTİVİTESİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ VE DİZ EKSTANSÖR MOMENTİ İLE İLİŞKİSİ

**Fzt. SEHER ÖZYÜREK**

Dokuz Eylül Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Çalışmadaki amaç, diz altı amputelerde (DAA) oturmadan ayağa kalkma (OAK) aktivitesini ve bu aktivite ile ampute taraf diz ekstansör momenti (DEM) arasındaki ilişkiyi incelemektir. Çalışmaya 12 diz altı ampute (erkek, yaş ort.  $35.58 \pm 10.48$ ) ve 19 sağlıklı birey (kontrol grubu; erkek, yaş ort.  $30.47 \pm 7.27$ ) alınmıştır.

OAK aktivitesi Balance Master Sistemi (Version 8.1) ile değerlendirilmiştir. Test protokolüne göre katılımcılardan mümkün olduğunca hızlı şekilde oturma pozisyonundan ayağa kalkmaları istenmiştir. Ağırlık aktarma süresi, postural salınım hızı, ağırlık taşıma asimetrisi ve ayağa kalkma indeksi ölçülmüştür. Quadriceps femoris (QF) kas kuvveti el dinamometresi ile değerlendirilmiştir. DEM, QF kas kuvveti ve kaldıraç kolu uzunluğunun çarpımı ile hesaplanmıştır. Sağlam tarafta QF kas kuvveti ampute taraf ile aynı seviyeden ölçülmüş (Pozisyon 1, P1), ayrıca ölçüm malleollerin hemen proksimalinden tekrar edilmiştir (Pozisyon 2, P2).

DAA ve kontrol grubunda ağırlık aktarma süresi benzer bulunmuştur ( $p > 0.05$ ). Kontrol grubu ile karşılaştırıldığında, DAA'da postural salınım hızı ve ağırlık aktarma asimetrisinin daha yüksek ( $p < 0.05$ ), ayağa kalkma indeksinin daha düşük ( $p < 0.05$ ) olduğu belirlenmiştir. DAA'da sağlam tarafın ampute tarafa göre daha fazla ağırlık taşıdığı tespit edilmiştir ( $p < 0.05$ ). Ampute taraf QF kas kuvveti, sağlam tarafa ve kontrol grubuna göre daha düşük ( $p < 0.05$ ) bulunmuştur. Ampute taraf DEM'in, sağlam tarafta P1'deki DEM ile benzer ( $p > 0.05$ ), P2'deki DEM'e ( $p < 0.05$ ), ve kontrol grubu DEM'e ( $p < 0.05$ ) göre ise düşük olduğu görülmüştür.

DAA'ların OAK sırasında daha fazla postural salınım gösterdikleri, daha az kuvvet ortaya çıkardıkları ve sağlam tarafta daha çok ağırlık taşıdıkları bulunmuş; bu parametrelerin ampute taraf DEM ile ilişkili olmadığı sonucuna varılmıştır.

**Anahtar kelimeler:** Oturmadan ayağa kalkma, diz altı ampute, diz ekstansör momenti

## SUMMARY

### ASSESSMENT OF SIT-TO-STAND ACTIVITY IN BELOW KNEE AMPUTEES AND ITS RELATIONSHIP WITH KNEE EXTENSOR TORQUE

**SEHER ÖZYÜREK, PT**

Dokuz Eylül University, Institution of Health Sciences

The purpose of the study was to investigate the sit-to-stand (STS) activity in below-knee amputees (BKA), as well as the relationship between STS activity and knee extensor torque (KET) of the amputated limb. A total of 12 BKA (man, mean age  $35.58 \pm 10.48$  years) and 19 healthy subjects (control group; man, mean age  $30.47 \pm 7.27$  years) were included in the study.

The Balance Master System (Version 8.1) employed to assess STS. Participants were asked to stand up as fast as possible from sitting position according to the test protocol. Weight transfer time, postural sway velocity, weight bearing asymmetry and rising index were measured. Quadriceps femoris (QF) muscle strength was assessed with a handheld dynamometer. KET was calculated by multiplying QF muscle strength and lever arm length. The QF muscles strength of the sound limb was measured at the same level with amputated side (Position 1, P1) and measurement was repeated from the proximal point of malleolus (Position 1, P2).

Weight bearing transfer time was found similar in BKA and control group ( $p > 0.05$ ). Postural sway velocity and weight bearing asymmetry were greater ( $p < 0.05$ ); rising index was lower in BKA compared to control group ( $p < 0.05$ ). It was found that more weight was taken on the sound limb than amputated limb in patients with BKA ( $p < 0.05$ ). QF muscle strength of the amputated limb was lower than the sound limb and as well as the control group ( $p < 0.05$ ). The KET of the amputated limb was similar to KET of the sound limb at P1 ( $p > 0.05$ ), while it was lower compared to KET of the sound limb at P2 ( $p < 0.05$ ), and control group ( $p < 0.05$ ).

It was found that BKA demonstrated more postural sway, exerted less force and bear more weight on the sound limb during STS activity and it was concluded that these parameters were not related with the KET of the amputated limb.

**Key words:** Sit-to-stand, below knee amputee, knee extensor torque



## GİRİŞ VE AMAÇ

Sandalyeden ayağa kalkma, günlük yaşamda sağlıklı kişiler tarafından otomatik olarak gerçekleştirilen (1-4) ve fonksiyonel düzeyi belirlemede kullanılan önemli bir aktivitedir (1). Oturmadan ayağa kalkabilme aktivitesindeki zorluk 55 yaş ve üstü kişilerin %30'unu orta derecede, %7'sini ise şiddetli derecede etkilemekte, kas iskelet sistemi yetersizliği, düşme ve mortalite riskinin tahmini göstergesi olarak kullanılmaktadır (5,6).

Oturmadan ayağa kalkma (OAK) aktivitesi ile ilgili yapılan çalışmalar üç ana gruba ayrılmaktadır. Birinci grup çalışmalar beden kinetik ve kinematik özelliklerini, EMG aktivitelerini ve aktivite simetrisini inceleyen biyomekaniksel çalışmalardır. İkinci grup çalışmalar sandalye yüksekliği, kol desteği kullanımı, diz fleksiyon açısı, aktivite hızı, kas kuvveti ve yaş gibi bu aktiviteyi etkileyebilecek çeşitli parametreleri inceler. Üçüncü grup çalışmalar ise bu aktiviteyi nörolojik ve kas-iskelet sistemi problemi olan (7-12) farklı hasta popülasyonlarında incelemektedir. Literatürde OAK aktivitesini, önemli bir kas iskelet sistemi problemi olan alt ekstremitte amputelerinde inceleyen sadece bir çalışma bulunurken (13), diz altı amputelerde bu aktiviteyi değerlendiren herhangi bir araştırmaya rastlanmamıştır.

Alt ekstremitte amputelerinde rehabilitasyonun ana amaçlarından biri tekrar yürümeyi sağlamak ve kişiyi mümkün olan en yüksek fonksiyonel seviyeye ulaştırmaktır. Amputelerin yürüyebilmesi için önce ayağa kalkması gerekir (13). Diz altı amputelerde alt ekstremitenin en distal segmenti olan ayak - ayak bileği ve bu yapılara ait kasların kaybı proprioseptif duyuyu ve dengeyi, buna bağlı olarak fonksiyonel kapasiteyi de olumsuz yönde etkilemektedir (14).

Sandalyeden ayağa kalkma koordinasyon, denge, yeterli derecede mobilite ve kas kuvveti gerektiren (15), bu nedenle alt ekstremitte amputelerinde fonksiyonel düzeyi belirlemede fizyoterapistler tarafından kullanılan en önemli testlerden biridir (16).

Genel olarak OAK aktivitesinde elde edilen performans kişisel özellikler (yaş, kas kuvveti, hastalık), OAK stratejisi (hız, ayak pozisyonu, kol hareketi) ve sandalyeye ait faktörler (sandalye tipi, sandalye yüksekliği, kol desteği) ile yakından ilişkilidir (17). Alt ekstremitte Quadriceps femoris (QF) kas kuvveti de bu aktiviteyi etkileyen en önemli faktörlerden biridir (17).

Günlük yaşamda sıklıkla kullanılan OAK aktivitesinin değerlendirilmesi, diz altı amputelerde fonksiyonel seviyenin geliştirilmesine ve uygun rehabilitasyon programının oluşturulmasına katkıda bulunacaktır.

İlgili kaynaklar doğrultusunda bu çalışmanın amacı;

- 1) Diz altı amputelerde oturmadan ayağa kalkma aktivitesini,
- 2) Bu aktivite ile ampute taraf diz ekstansör momenti arasındaki ilişkiyi incelemektir.

### **1. ALT EKSTREMİTE AMPUTASYONLARI**

#### **1.1. Alt Ekstremitte Amputasyonlarının Tarihçesi**

Amputasyon, yüksek mortalite ve morbiditeye sahip, tarihte uygulanan en eski ve en ciddi cerrahilerden biridir (18,19). ‘‘Amputasyon’’, Latince’de ‘‘Amputare’’ kelimesinden türemiştir ve ‘‘kesmek, kısaltmak’’ anlamında kullanılmaktadır (19).

En eski amputasyonlar genel olarak hayat kurtarmak amacıyla yapılmasına karşın elde edilen sonuçlar başarılı olmamış, birçoğu enfeksiyon, sepsis ve kan kaybına bağlı şok nedeniyle ölümlerle sonuçlanmıştır. On dokuzuncu yüzyılın ortalarında anestezi, antisepsi ve asepsinin kullanılması ve modern tıbbi tedavi yöntemlerinin gelişmesi ile amputasyon cerrahisi günümüzdeki şeklini almıştır (18-20).

Amputasyon cerrahisinin gelişmesinde en önemli adım Fransız cerrah A. Paré (1510-1590) tarafından atılmıştır. Paré sıcak yağ ve vitriyol gibi kanamayı durdurucu maddelerin kullanılması yerine damar bağlama yöntemini tanımlamıştır. Bu teknik ile kanama kontrol altına alınırken bir miktar da lokal anestezi sağlanmıştır (19). Damar bağlama yönteminden sonraki diğer bir gelişme ise turnikenin tanımlanmasıdır. İlk turnike cihazı 1674’de Fransız ordusu cerrahı Morell tarafından bulunmuş, J.L Petit ise 1688’de vidalar kullanarak turnike cihazını modifiye etmiş, özellikle tibial seviyeden yapılan amputasyonlar için kullanışlı hale getirmiştir (19).

İlk cerrahi teknik olarak tek seviyeli sirküler kesim tekniği kullanılmıştır. Burada deri, kas ve kemik aynı seviyeden kesilmektedir. J.L. Petit 1718’ de suture gerilimini azaltmak için çift seviyeli sirküler kesim tekniğini geliştirmiştir. Bu teknikte deri, amputasyonu planlanan bölgenin iki parmak genişliği distalden, kas ve kemik ise daha proksimalden kesilmektedir. William Bromfield (1712-1792) sırasıyla distalden proksimale deri, kas ve kemiğin kesildiği üç seviyeli sirküler kesim tekniğini bulmuştur. 17. yy’da flep amputasyon cerrahisi

tanımlanmış; Lowdham (1676) ve Verduyn (1696) tek flep amputasyonu, Ravaton (1710) ve Langenbeck (1810) ise çift flep amputasyon tekniğini geliştirmiştir (19).

Modern protezlerin gelişmeye başlaması, güdük soket uyumunda güdüğün fizyolojik özelliklerinin farkına varılması ‘‘Fizyolojik Güdük’’ kavramının ortaya çıkmasını sağlamış ve güdüğün normal fizyolojik özelliklere sahip olması önem kazanmıştır. Loon, Weiss ve Dederich 1960 yılında amputasyon cerrahisinde biyolojik ve biyomekanik prensipleri; ampute nörofizyolojisi ve fizyolojik güdük oluşturmada uygun cerrahi yöntemleri belirlemişlerdir. Fizyolojik güdük kavramının ortaya çıkmasından önce yapılan amputasyon cerrahilerinde uygulanan yöntem genellikle kemik, kas, sinir ve damarların kesilip kanama durdurulduktan sonra yaranın deri ile kapatılmasından ibaretti. Bu tip amputasyon ile kasın yapışma yeri kaybolduğundan kas retrakte olmakta ve izometrik kontraksiyon yapamamaktadır. İnsersiyosu kaybolan kas bunu kompanse etmek için deri ile birleşerek deriyi yukarı doğru çekmekte ve sonuç olarak sivri uçlu konik bir güdük oluşmaktadır (21).

Yapışma yeri olmayan kasta ilerleyici kas atrofisi, kemikte mineral kaybı ve deride beslenme bozuklukları oluştuğu gösterilmiştir. Bu problemlerin ancak agonist-antagonist kaslar arasındaki dengeyi sağlamakla ortadan kaldırılabileceği düşüncesiyle yeni yöntemler uygulanmaya başlanmıştır. Bu görüş ile Dederich agonist ve antagonist kasların uçlarını birbirine dikmiştir. Myoplasti adı verilen bu yöntem ile kas kuvveti korunmuş, izometrik kontraksiyon sağlanmıştır. Fakat zamanla kasların kemik ucundan öne-arkaya ve yanlara hareket etmesi sorunlar yaratmıştır. Bu durumu önlemek amacıyla 1966 yılında Weiss, myodezis adı verilen yöntem ile kesilen kas ve tendonları kemik ucunu delerek kemiğe tespit etmiş, ayrıca periost ile kemik medullasını kapatmıştır. Böylece kaslara yeni bir yapışma yeri sağlanmış ve karşılıklı kas kuvvet dengesi kurulmuştur. Bu yöntemle kaslarda ve deride retraksiyon olmadığı gibi, özellikle çocuklarda meydana gelen kemik doku büyümesiyle yumuşak doku büyümesi arasındaki denge de sağlanmıştır. Murdoch 1968’de myoplasti ve myodezis yöntemlerini birleştirerek osteomyoplasti adı verilen yeni yöntemle hem kasları karşılıklı olarak birbirlerine dikmiş hem de uçlarını kemik ve periosta tespit etmiştir (21,22). Bundan sonraki çalışmalar bu temel prensipler göz önüne alınarak yapılmıştır. 1969’da Burgess, amputasyonun esasının dinamik ve duyulu bir uç organ yaratmak olduğunu, güdük kuvvetinin de cerrahi olarak myoplasti ve myodezis (osteomyoplasti) yöntemi uygulamakla

sağlanabileceğini belirterek güdüğe artık patolojik bir organ olarak bakılmadığını göstermektedir (21).

Fizyolojik özellikler dikkate alınmadan yapılan amputasyonlarda ve uygun olmayan protez kullanıldığında güdük ağrıları, fantom ağrısı, nöroma, kas atrofisi, osteoporoz, deri gerginliği, güdük şeklinin bozulması ve buna bağlı güdük-socket uyumsuzluğu, protezle yürürken erken yorgunluk ve güdük ağrılarına sıklıkla rastlanmaktadır (21).

Diğer amputasyon seviyelerinde olduğu gibi, diz altı amputelerde de amputasyon nedeni ve seviyesi ile kullanılan protez tipi fonksiyonelliği etkileyen en önemli faktörlerdir (23,24).

## **1.2. Alt Ekstremitte Amputasyon Nedenleri**

### ***1.2.1. Periferik vasküler hastalıklar (PVH)***

Amputasyon nedenleri arasında ilk sırayı almaktadır. Özellikle gelişmiş ülkelerde yaşam süresinin uzaması ile PVH dolaylı olarak artmaktadır (21). Kardiovasküler ve serebrovasküler hastalıklarda olduğu gibi, PVH'nin oluşmasındaki primer risk faktörleri arasında hipertansiyon, yüksek serum kolesterol - trigliserit seviyeleri ve sigara kullanımı yer almaktadır. Periferik nöropati ve PVH özellikle diyabetli hastalarda alt ekstremitte amputasyonlarına zemin hazırlamaktadır (20).

PVH'de amputasyona asıl neden olan damar hastalığı arteriosklerozdur. Arterioskleroz sonucu oluşan gangrenlerde ekstremitte amputasyonu ile hayat kurtarılmasına rağmen beden damarlarının çoğu etkilendiğinden beyin, kalp, göz ve iskelet kaslarının beslenmeleri de bozulmaktadır. Bu nedenle bu amputelerin rehabilitasyonu travmatik ve tümoral amputelere göre daha zordur. Ayrıca PVH nedeni amputasyonlarda daha iyi dolaşım sağlamak amacıyla güdük uzunluğu daha kısa tutulmaktadır (21).

Travma sonucu yapılan amputasyonların seviyesi genellikle değişmezken, PVH nedeniyle yapılan amputasyonlarda seviye daha önceden belirlenebilmektedir (20,21).

### **1.2.2. Travma**

Travmaya bağlı ekstremite kayıpları, amputasyon nedenleri arasında ikinci sırayı oluşturmaktadır. Trafik kazaları, iş kazaları, ateşli silah yaralanmaları, yanıklar ve düşmeler en sık görülen travmatik amputasyon nedenleridir (20,21).

Travma nedeniyle ampute edilen kişilerde oluşan ani fizyolojik değişikliklerin yanında meydana gelen psikolojik travma da rehabilitasyon programını etkilemektedir (20).

### **1.2.3. Kanser**

Kansere bağlı oluşan amputasyonlar, genellikle osteojenik sarkomun (osteosarkom) sonucudur. Sıklıkla adölesan ve genç yetişkinlerde görülmektedir (20).

### **1.2.4. Konjenital nedenler**

Konjenital anomaliler 6 başlık altında toplanmaktadır.

- Ekstremitte gelişiminin parsiyel olarak veya tamamen durması
- Ekstemitelerin farklılaşması veya ayrılması sırasında oluşan bozukluklar
- Duplikasyon (örnek polidaktili)
- Aşırı büyüme(gigantizm)
- Konjenital konstrüksiyon band sendromu (distal kısımların dolaşımının bozulması)
- Yaygın iskelet sistemine ait anomaliler (20)

### **1.2.5. Paralizi ve deformite**

Kontrol altında tutulamayan myelomeningoselli hastaların alt ekstremitelerinde oluşan deformiteler, yanlış fraktür tedavileri, paralizi sonucu meydana gelen ve uzatma yapılamayan aşırı kas kısalıkları amputasyon nedenleridir (21).

### **1.2.6. Enfeksiyonlar**

Ekstremitelerde görülen enfeksiyonların çoğu ayakta oluşmaktadır. Özellikle diyabetes mellituslu kişilerde duyuşal nöropati enfeksiyon için önemli bir risk faktörüdür. Duyuşal nöropati ayrıca Hansen hastalığı, alkolik nöropati, myelomeningosel, sifilis, spinal kord ve periferik sinir yaralanmalarında da görülmektedir (25). Kronik kemik enfeksiyonları (kronik osteomyelit) da amputasyona yol açabilir ( 21,25).

### 1.3. Alt Ekstremitte Amputasyon Seviyeleri

Amputasyon seviyesi üç faktöre bağlı olarak belirlenir. Bu faktörler:

1. İnsizyon yerinin iyileşebilme yeteneği: Vasküler sirkulasyonun yeterliliğine bağlı olarak belirlenir.
2. Canlılığını yitirmiş tüm doku ve yapıların çıkarılması
3. Kişiyi mümkün olan en yüksek fonksiyonel düzeye ulaştırabilecek uzun süreli fonksiyonel güdüğün elde edilmesidir (26).

Bu faktörlerin dışında anatomik, patolojik, prostetik ve kişisel faktörler de amputasyon seviyesini etkilemektedir. Kişisel faktörlerde yaş, cinsiyet, sosyal ve mesleki durumlar dikkate alınmaktadır (21,27).

Amputasyon seviyeleri sıklıkla ampute edilen eklem ve kemiğe göre adlandırılır. Eklem seviyesinden yapılan amputasyonlar “dezartikülasyon” olarak tanımlanmaktadır (20).

Alt ekstremitte amputasyon seviyeleri aşağıdaki şekilde sıralanmaktadır (22,26):

1. Parsiyel ayak
  - Parmak
  - Metatarsofalangial
  - Transmetatarsal
  - Tarsometatarsal (Lisfranc)
  - Transtarsal (Chopart, Pirogoff, Boyd)
2. Ayak bileği dezartikülasyonu
3. Syme
4. Diz altı (transtibial)
  - Ertl
  - Frank
5. Diz dezartikülasyonu
6. Diz üstü (transfemoral)
7. Kalça dezartikülasyonu
8. Hemipelvektomi
9. Hemikorporektomi (translumbar)

Tüm alt ekstremitte amputasyonlarının %65.8'ini diz altı, ayak-ayak bileği ve parmak amputasyonları oluştururken, %23.3'ünü diz altı amputasyonlar oluşturmaktadır. Bu yüksek yüzdellik oran aynı zamanda alt ekstremitte ait PVH prevalansını da yansıtmaktadır. PVH'nin sıklıkla her iki alt ekstremitteyi etkilemesi nedeniyle, birçok kişi bilateral alt ekstremitte amputasyonuna maruz kalmaktadır. Bilateral alt ekstremitte amputasyonu olan kişiler sıklıkla bilateral diz altı veya bir ekstremitte diz altı diğer ekstremitte diz üstü seviyeden ampute edilmektedir (20). Diz altı seviyesinden yapılan amputasyonlar, diz üstünden yapılan amputasyonlara göre iki kat fazladır (28).

Enfeksiyonun kontrol altına alınması için antibiyotik kullanılmaya başlanılmasından önce, alt ekstremitte amputasyonlarının çoğu iyileşme süresinin daha kısa ve postoperatif komplikasyonların daha az olması nedeniyle diz üstü seviyeden yapılmaktaydı. Diz altı amputasyonu ise 3 nedenle tercih edilmiştir. Bu nedenler; 1) Antibiyotiğin bulunarak enfeksiyonun kontrol altına alınması, 2) Protetik yürüyüşteki enerji harcamasının diz eklemi korunduğunda daha az olması, 3) Erken postoperatif ambulasyona olanak sağlamasıdır (26).

## **2. DİZ ALTI AMPUTELERDE UYGULANAN PROTEZLER**

Amputenin fonksiyonel seviyesi, güdükte fizyolojik koşulları sağlayacak cerrahinin yanında uygun protezin verilmesine de bağlıdır. Alt ekstremitte protezlerinin başlangıç tarihi bilinmemektedir. Kayıtlara geçen ilk ayak protezinin M.Ö. 484 yılına ait olduğu tarihçi Herodot tarafından bildirilmiştir. Bu ilk protez, ayağını kaybettikten sonra tahta bir protez kullanan İranlı asker Hegesistratus'a aittir. Bilinen en eski bacak protezi ise M.Ö. 300 yılında yapıldığı tahmin edilen bakır-ağaç karışımı bir protezdir (21,22).

Protezdeki gelişmeler genellikle büyük savaş dönemlerine rastlamaktadır ve II. Dünya savaşından sonra büyük ilerlemeler kaydedilmiştir. Diz altı amputeler için yapılan uyluk korseli lateral eklemli ahşap-kösele protezler 1958 yılına kadar devam etmiştir. Bu tarihten sonra diz altı protezlerinde soket ve ayak ile ilgili gerek malzeme gerekse biyomekanik açıdan büyük değişiklikler meydana gelmiştir (21).



Diz altı protezlerinin 4 komponenti vardır. Bunlar (29);

- Soket ve soket ara birimleri
- Süspansiyon mekanizmaları
- Baldır parçası
- Protez ayak

## 2.1. Soket ve Soket Ara Birimleri

Soket, güdükle temas halinde bulunan ve basıncı güdüğe dağıtan protez kısmıdır (29).

### 2.1.1. Soket tipleri

- Patellar Tendon Bearing (PTB) soket

California Üniversitesi tarafından ortaya atılan patellar tendon bölgesinin yük taşıyabileceği fikri bu bölgeden beden ağırlığını taşıyan protezin üretilmesini sağlamış (21,29,30) ve 1960'dan sonra *Patellar Tendon Bearing* (PTB) adıyla yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. 1963 yılında G. Fajal Fransa'da *Patellar Tendon Supra-Condylar* tipi diz altı soketleri uygulamıştır (21).

PTB soketinde asıl prensip beden ağırlığının güdükten taşınarak amputeyi korseden ve lateral eklemden kurtarmaktır. Vertikal yükün çoğu soketin proksimal bölgesi aracılığı ile patellar tendondan, medial tibial kondil altından taşınırken, bir kısmı da güdük periferine dağıtılmıştır (31).

- Total Surface Bearing soket

Yüklenmenin herhangi bir bölgede yoğunlaşması önlenerek basıncın daha geniş alanlara yayılması sağlanmaktadır. Tam temaslı soket kullanılması da distaldeki venöz birikimin azaltılmasına katkıda bulunmaktadır (29,30,32).

- Hidrostatik soket

Teorisi Pascal'ın sıvıların dinamiği prensibine dayanır. Bu prensibe göre dinlenme halindeki sıvı her yüze dik gelecek şekilde basınç uygular (30). Hidrostatik soket içerdiği jel astar ile basıncı her noktaya eşit olarak dağıtmakta ve lokal yüklenmelerin azaltılmasını sağlamaktadır (30,32).

- Rijit çerçevesi esneyebilen soket

Esnek PTB soket yaratabilmek için esnek malzemeden yapılmış bir iç soket, sert bir rijit çerçeve içine yerleştirilmektedir. İç soketin yapımında yarı esnek plastikler kullanılırken, çerçeve için rijit termoplastik materyal veya plastik döküm yönteminden yararlanılır (29,32,33). Prostetik çoraplar ile giyilerek tam temas sağlanmaktadır. Esnek yapısı, kasların kasılması sırasında veya diz eklemi hareketi ile çok hafif derecelerde şekil değişikliklerine izin vermektedir (29).

### **2.1.2. Soket ara birimleri**

- *Prostetik çoraplar*

Soket ile güdük arasında en sık kullanılan ara birimdir. Prostetik çoraplar sıklıkla ambulasyon sırasında güdüğe uygulanan kuvvetlerin azaltılmasına yardım etmek ve güdükte oluşan volüm değişikliklerine uyum sağlamak amacıyla kullanılmaktadır (29).

- *Yumuşak iç soket*

Hassas cilt yapısı, belirgin ölçüde kemik çıkıntılara sahip kişiler ve yüksek fiziksel aktiviteye sahip kişilerde yumuşak iç soket kullanımı yürüme ve diğer aktiviteler sırasında ek bir koruma ve rahatlık sağlamaktadır. Silikon jel, plastazot ve deri gibi materyallerden yapılmaktadır (29).

- *Distal ped*

Protez kullanımını daha rahat hale getirmek ve ödemi kontrol altında tutmaya yardım etmek amacıyla PTB soketlerin distal kısmına polietilen veya silikondan yapılmış distal pedler yerleştirilmektedir (32).

## **2.2. Süspansiyon Mekanizmaları**

Süspansiyon mekanizmalarının en önemli fonksiyonu yürüme sırasında protezi güdük üzerinde sıkıca tutmaktır. Yeterli derecedeki süspansiyon, soket ile güdük arasındaki hareketleri ve deri irritasyonunu azaltmaktadır (29). Soketin güdük üzerindeki 5 mm'lik inip çıkmaları normal kabul edilebilmektedir. 5 mm den fazla hareket olursa sallanma fazında

protez güdükten çıkar veya çıkmasa bile güdük soket içinde aşağı yukarı hareket eder. Bu hareket hastanın yürümesini bozar, hastaya güvensizlik hissi verir ve deri üzerinde sorunlara neden olabilir (31).

- *Patellar tendon-bearing supracondylar (PTB-SC) süspansiyon*

PTB protezinin medial ve lateral duvarları femur kondilleri üzerine kadar yükseltilecek sağlanmaktadır. Bu süspansiyon PTB-SC (Patellar tendon-bearing-supracondylar) veya PTS (patellar tendon-supracondylar) süspansiyon olarak kısaltılmaktadır. PTB-SC protezlerinin yüksek duvarları diz eklemine aynı zamanda medio-lateral stabilite de sağlamaktadır. Özellikle kollateral ligament yaralanması veya yetersizliği olan kişilerde kullanımı avantaj sağlamaktadır. Fakat dizde medio-lateral stabilite sağlanmasına karşılık ön ve arka çapraz bağ yaralanmaları gibi problemi olan kişilerde antero-posterior stabiliteye katkıda bulunmamaktadır (29).

- *Patellar tendon-bearing supracondylar-suprapatellar (PTB-SCSP) süspansiyon*

Bu süspansiyonda ise protezin proksimaline anterior duvar eklenerek patella üzerine kadar uzanmaktadır. Patellanın proksimalinde yer alan quadriseps barı ile duruş fazında amputenin dizini hafif derecede fleksiyonda tutmaktadır. PTB-SCSP protezleri özellikle çok kısa diz altı güdüğe sahip amputelerde ve duruş fazında dizi genureqrvatumda olanlarda kullanılmaktadır (29).

- *Dizlik ile süspansiyon*

Neopren ve lateksten yapılan dizlikler protez üzerine giyilerek süspansiyon sağlamaktadır (29).

- *Emmeli süspansiyon*

Silikon iç soketlerin kullanılma amacı hem güdükle soket arasında yumuşak bir ara birim oluşturmak hem de süspansiyon sağlamaktır (31,34). Silikon uç kısmına proteze girecek kilit sistemi için bir metal yerleştirilmekte, silikon ucundaki metal protez içindeki yatağa girerek kilitlenmektedir. Böylelikle süspansiyona katkıda bulunurken, silikonun yumuşaklığı amputeye rahatlık sağlamakta ve güdük pozisyon hissini arttırmaktadır (29).

### **2.3. Baldır Parçası**

Soket ile protez ayak arasında bağlantı oluşturmaktadır (29).

### **2.4. Protez Ayaklar**

Protez ayaklar 4 gruba ayrılmaktadır (35). Bunlar;

#### **2.4.1. Eklemsiz ayaklar (SACH ayak)**

İlk modern ayak olarak kabul edilen *Solid Ankle Cushion Heel* (SACH) ayak 1949'da yapılmıştır (21). Ekleme veya hareketli bir parçaya sahip değildir. Yürüme sırasında topuk temasıyla birlikte topuk yastığı şok absorpsiyon sağlar. Topuk yastığının kompresyon direnci çok hafiften çok yüksek dirence kadar kişinin ağırlığına göre farklı derecelerde olabilmektedir (35). Yürüyüşün topuk vuruşu fazında topuk yastığı esneyerek bir miktar çökmekte ve yürümedeki taban temasını ortaya çıkarmaktadır (36). SACH ayağın eversiyon-inversiyon hareketi olmadığından orta duruş fazında engebeli yüzeylere uyum sağlama yeteneği yoktur (33,36).

#### **2.4.2. Eklemlı ayaklar**

Ayak bileğinde eklemi olan protez ayak türüdür. Tek eksenli ayaklar dorsifleksiyon ve plantar fleksiyona izin verirken, çok eksenli ayaklar ek olarak inversiyon-eversiyon ve rotasyon hareketinin oluşmasını da sağlamaktadır (35,36).

#### **2.4.3. Elastik omurgalı ayak**

İnsan ayağının karakteristiklerini eklem ve hareketli parça kullanımı olmadan taklit edebilmek için tasarlanmıştır. Elastik omurga orta duruş, topuk kalkışı ve parmak kalkışı fazında ayağın sertliğini artırarak hareketi oluşturmaktadır (35). Örnek:

- *SAFE Foot*

Solid Ankle Flexible Endoskeletal kelimelerinin baş harflerinden alınmıştır. Ayak bileğinde hareket yoktur. Hareket SACH ayak gibi topuk ve ön ayaktan sağlanır. Engebeli arazide yürürken daha iyi uyum elde edilmekte ve ampute daha kolay yürümektedir (36).

#### **2.4.4. Enerji depolayan ayaklar**

Koşma ve zıplama gibi yüksek performans ve aktivite seviyesine sahip kişiler için tercih edilmektedir. Özellikle sporcularda kullanılmaktadır (35). Flex-foot, Springlite, C-walk, Carbon Copy, Seattle foot gibi birçok enerji depolayan ayak türü bulunurken, en çok kullanılanlarından bazıları şunlardır (35,36);

- *Flex-foot*

En sık kullanılan enerji depolayan ayak türlerindedir. Topuk teması ve erken duruş fazında internal plakanın kompresyonu ile enerji depolanarak, sonrasında geç duruş ve itme fazında bu enerji serbest bırakılmaktadır (37). Amputeye daha aktif yürüyüş kazandırmaktadır. Diz üstü amputelerde ve uzun güdük hariç diz altı amputelerde kullanılmaktadır (36).

- *C-Walk*

C-Walk (The 1C40 Otto Bock C-Walk foot), en son üretilen enerji depolayan ayak türlerindedir. Esas yapısı karbon liflerden oluşmaktadır. Karbon lif yapısı plastik yaylanmayı güçlendirmektedir. Farklı tasarımı sayesinde diz altı amputelerde farklı yürüme hızlarında ve rekreasyonel aktivitelerde kullanma kolaylığı sağlamaktadır (37).

Diz altı amputelerde uygulanan protezlerin yanı sıra, güdük uzunluğu ve kas kuvveti de ağırlık taşıma, denge ve yürüme fonksiyonlarını doğrudan etkileyen faktörlerdir.

### **3. DİZ ALTI AMPUTELERDE FONKSİYONEL REORGANİZASYON**

Diz altı amputelerde güdük kas kuvvetinin etkinliği (tork), güdük uzunluğuna bağlı olarak değişmektedir (38,39). Güdük ne kadar uzun ise kuvvet kolu da o kadar uzun olacağından ekstremitenin güç oluşturabilme kapasitesi artmakta ve fonksiyonu da o derecede iyi olabilmektedir (23). Genel bir görüş olarak diz altı amputelerin ayakta dik duruşta sağlam ekstremitelerinde daha fazla ağırlık taşıdığı da ilgili kaynaklarda belirtilmiştir (40,41).

Amputasyon sonucu oluşan ekstremitte kaybına bağlı olarak beden ağırlık merkezi yukarı, arkaya ve sağlam ekstremitte tarafına doğru yer değiştirmektedir. Bu değişimin

miktarı, ekstremitte kaybının büyüklüğüne bağlıdır (42). Gravite merkezindeki bu yer değiştirme ile ayak, ayak bileği ve tibianın bir bölümünün kaybı ile kas, tendon, ligament, deri ve eklem kapsülündeki proprioseptif girdilerin azalması postural salınımların artmasına ve dengenin bozulmasına neden olmaktadır (14,38,43,44).

Diz altı amputelerde uyluk kas kuvvetindeki azalma (38,39,43,45-47), dengedeki etkilenme (14,44,48-51) ve biyomekaniksel değişiklikler başta yürüme olmak üzere fonksiyonel kapasiteyi azaltmaktadır (52,42). Bussmann ve ark.'nın unilateral diz altı amputelerde, 48 saatlik süre içinde yapılan OAK sayısını inceledikleri çalışmada sağlıklı kişiler kadar aktif oldukları bulunmuştur (53). Literatürde OAK aktivitesi sırasında diz altı amputelere özgü bir paternin olup olmadığı belirtilmemiştir.

#### **4. OTURMADAN AYAĞA KALMA AKTİVİTESİ**

##### **4.1. Oturmadan Ayağa Kalkma Aktivitesinin Biyomekaniği**

OAK yeterli derecede eklem torku, koordinasyon ve denge gerektiren; mobilitenin sağlanması için günlük yaşamda sıklıkla kullanılan en önemli aktivitelerden biridir (54). Sabah yataktan kalkarken, sosyal aktiviteler sırasında ve bunun gibi birçok günlük yaşam aktivitelerinde ayağa kalkma hareketi kullanılmaktadır (2).

Hollanda' da 55 yaş ve üstü populasyonda sağlık değerlendirmesi ile ilgili yapılan bir ankette OAK aktivitesi sorgulandığında erkeklerin %25'inin orta derecede, %5'inin şiddetli derecede yetersizliğe (kadınlarda sırasıyla %37.4 ve %7.8) sahip oldukları gösterilmiştir (55).

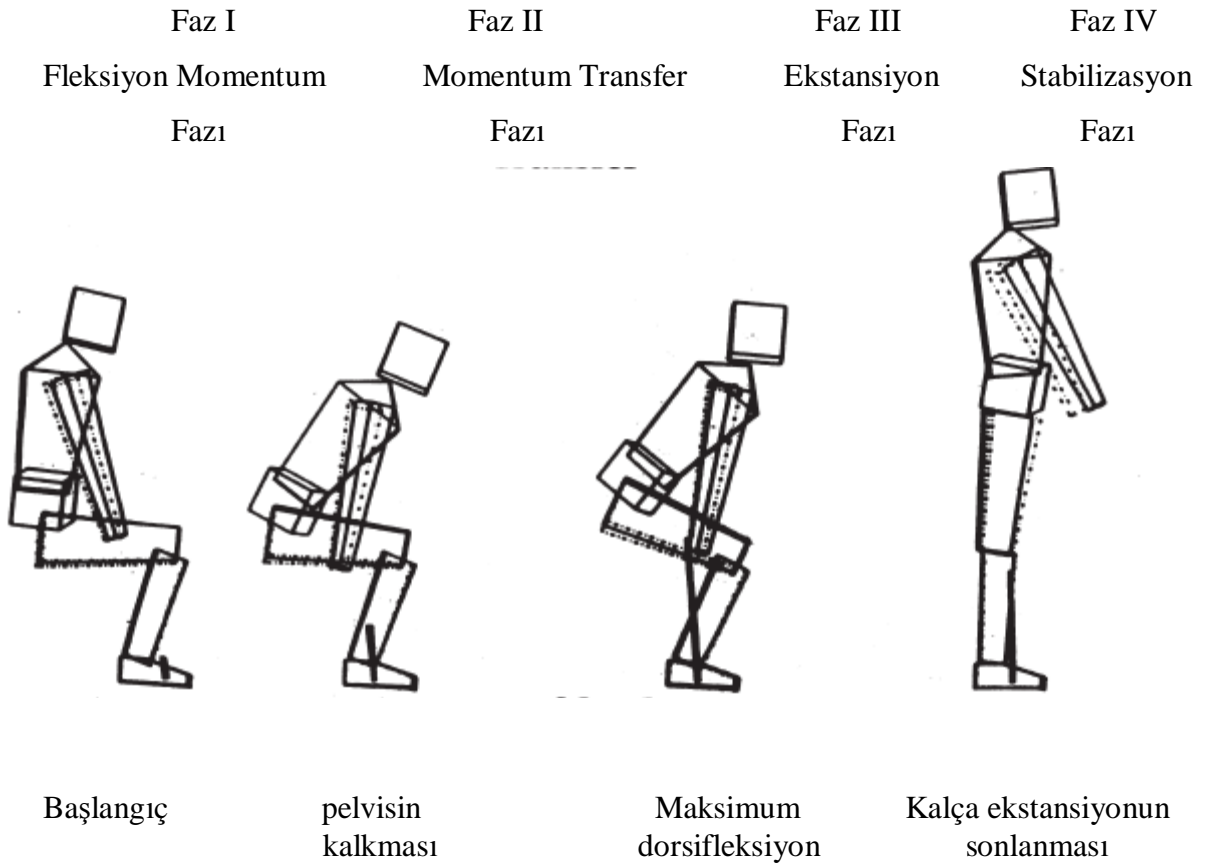
Yürüme analizi ile yürümenin fazlarının değerlendirilmesindeki gibi sandalyeden kalkma – sandalyeye oturma sırasındaki fazların da değerlendirilmesi önemlidir (3,56,57).

Birçok araştırmacı yaptıkları çalışmaların amaçlarına göre OAK aktivitesini farklı şekillerde tanımlamışlardır. Roebroek ve ark. OAK aktivitesini denge kaybı olmadan oturma pozisyonundan ayağa kalkma pozisyonuna geçerken ağırlık merkezinin yukarı yönde yer değiştirmesi olarak belirtmişlerdir (58). Vander Linden ve ark. ise OAK hareketini dik postüre

geçiş hareketi olarak tanımlamışlardır (59). Bu aktivite, ağırlık merkezinin stabil pozisyonundan, daha az stabil pozisyon olan alt ekstremitenin ekstansiyon pozisyonuna yer değiştirmesini içermektedir. OAK hareketi aynı zamanda kinematik ve kinetik veriler kullanılarak fazlarına göre de açıklanabilmektedir (17).

OAK aktivitesi; kinetik değerlendirme için kuvvet platformu ve kinematik değerlendirme için video analizi, gonyometre ve akselerometre gibi birçok farklı teknik kullanılarak incelenmektedir (4,17). Bununla birlikte kinetik ve kinematik inceleme için uygun değerlendirme sisteminin olmadığı durumlarda, belli bir süre içerisinde yapılan OAK sayısı (16) ve çeşitli skalalar (60) kliniklerde fizyoterapistler tarafından kullanılmaktadır.

Literatüre bakıldığında OAK aktivitesi genellikle Schenkman ve arkadaşlarının belirlediği 4 faza göre tanımlanmaktadır (2). Bu fazlar ( Şekil 2) :



**Şekil 2. Oturmadan ayağa kalkma aktivitesinin fazları**

- *Faz I (fleksiyon momentum fazı)*

Hareketin yapılması ile başlamakta ve pelvisin sandalyeden kalkmasından hemen önce sonlanmaktadır. Faz I boyunca gövde ve pelvis fleksiyon yaparak üst gövde momentumunu oluşturmaktadır. Bu sırada olguların femur, bacak ve ayakları sabit durmaktadır. Bu fazda maksimum gövde ve kalça fleksiyon açısal hızı ile baş ekstansiyon açısal hızına ulaşılmaktadır.

- *Faz II ( momentum transfer fazı)*

Pelvisin sandalyeden kalkması ile başlamakta ve maksimal dorsifleksiyona ulaşıldığında sonlanmaktadır. Bu faz, fleksiyon fazında üst gövde tarafından oluşturulan momentin total olarak tüm vücudun öne ve yukarı doğru olan hareketine transfer edilmesiyle oluşmaktadır. Ağırlık merkezi yukarı ve öne doğru yer değiştirir. Bu fazda maksimum dorsifleksiyon, gövde-kalça fleksiyonu ve baş ekstansiyonuna ulaşılmaktadır. Maksimum kalça ve diz torkları da bu fazda oluşmaktadır.

- *Faz III (ekstansiyon fazı)*

Maksimum dorsifleksiyona ulaşıldıktan hemen sonra başlamakta ve kalça eklemlerinin ekstansiyonunun (bacak ve gövde ekstansiyonunu da içerir) tamamlanmasıyla sona ermektedir. Gravite merkezi öne ve yukarı yönde yer değiştirmektedir. Gravite merkezi maksimum anterior noktasına, maksimum dorsifleksiyona ulaşıldıktan hemen sonra gelmektedir. Fazın tamamlanması kalça ekstansiyon hızının  $0^{\circ}/sn$ 'ye ulaşmasıyla tanımlanmaktadır. Ekstansiyon fazında maksimum kalça, gövde, diz ekstansiyon hızına ve maksimum baş fleksiyon hızına ulaşılmaktadır.

- *Faz IV (stabilizasyon fazı)*

Kalça ekstansiyonuna (kalça ekstansiyon hızı  $0^{\circ}/sn$ ) ulaşıldıktan hemen sonra başlamakta ve tüm hareketin stabilizasyon ile sonuçlanması ile tamamlanmaktadır. Faz IV'ün bitişi, olguların ayakta dik duruştaiken ön, arka ve lateral salınımlarından dolayı kolaylıkla tespit edilememektedir (2).



OAK performansı birçok faktörle ilişkilidir (17).

## 4.2. Oturmadan Ayağa Kalkma Aktivitesini Etkileyen Faktörler

### 4.2.1 Sandalye ile ilişkili faktörler

- *Sandalye yüksekliği*

Sandalye yüksekliği OAK performansını ve aktivite sırasında alt ekstremitede oluşan yüklenmeleri etkilemektedir (1,17,59). Literatürde OAK aktivitesi, özellikle kliniklerdeki kullanışlılığı açısından ve kullanılan değerlendirme sistemi prosedürüne göre aynı yükseklikteki sandalye kullanımı ile değerlendirilmektedir (4,61-65). Bazı araştırmacılar ise yüksekliği kişilerin bacak boylarına göre ayarlamaktadır (7,11,13,66).

Sandalye yüksekliğinin azaltılması OAK hareketini daha çok çaba gerektiren ve başarılması zor bir aktivite haline getirmektedir (67-70). Yaşlılarda OAK hareketinin başarılı bir şekilde yapılabilmesi için gerekli minimum sandalye yüksekliği bacak boyunun % 120'sidir (68).

Alçak sandalyeler gövde, diz ve ayak bileğinde açısal yer değiştirmelerin artmasına neden olmaktadır (69,70). Sandalye yüksekliğindeki değişimler biyomekaniksel değişimlere (örneğin ağırlık merkezinin daha uzun mesafelerde yer değiştirmesine), ve stratejideki etkilenimlere (örneğin stabilizasyon sağlamak için farklı ayak, gövde ve kol pozisyonlarına) neden olmaktadır (17).

- *Kol desteği*

Kol desteği kullanımı diz ve kalça ekleminde (kalça ekleminde ekstansiyon momentinde %50 oranında azalma) daha az moment oluşumuyla sonuçlanmaktadır (71).

- *Sandalye tipi*

OAK hareketini kolaylaştırmak için farklı sandalye tasarımları yapılmıştır (69,72).

- *Sırt desteği*

Sırt desteği kullanımı ile gövdenin başlangıç pozisyonu standardize edilmektedir (17).

#### 4.2.2. Strateji ile ilişkili faktörler

- *Hız*

Hızın artması kalça fleksiyon, diz ekstansiyon ve ayakbileği dorsifleksiyon eklem momentlerini artırmaktadır (73). Hızlı OAK hareketi, fleksiyon ve momentum transfer fazının daha kısa olmasını sağlamaktadır (59,74). Bazı çalışmalarda tekrarlanabilirliği ve karşılaştırabilirliği artırmak amacıyla kişilerin kendi tercih ettikleri hızda ayağa kalkmalarına izin verilmemekte (1,58,67) ve metronom gibi belirleyiciler kullanılmaktadır (58) . Bununla birlikte katılımcılardan mümkün olan en yüksek hızda ayağa kalkılmasını isteyen çalışmalar da literatürde yer almaktadır. (61,62,64,65)

- *Ayak pozisyonu*

Shepherd ve ark. ayak yerleşiminin etkisini incelemek için tercih edilen pozisyonda, posteriorda, anteriorda yerleşimi değerlendirmişlerdir. Ayak başlangıç pozisyonunun posteriorda yerleşiminin hareket süresini kısalttığı gösterilmiştir (75). Hughes ve ark. ise OAK aktivitesi sırasında ayakların yeniden pozisyonlanmasını, alt ekstremite momentleri azaltmak amacıyla yapılan strateji olarak açıklamışlar ve buna da “stabilizasyon stratejisi” adını vermişlerdir (76).

- *Gövde pozisyonu*

Gövde başlangıç pozisyonuna göre daha fleksiyonda ise OAK daha uzun sürmektedir (2).

- *Kol hareketi*

Birçok çalışmada, OAK hareketi sırasında kol hareketine izin verilmemektedir. Olgulara sıklıkla kollarını gövde yanında, gövde önünde çapraz şekilde, dizlerinin üzerinde veya bir obje üzerinde sabit bir şekilde pozisyonlamaları söylenmektedir (17). Kolların hareketi ağırlık merkezinin pozisyonunu etkilemektedir (77).

- *Ortamdaki ışık*

Yaşlılarda ve gençlerde OAK hareketinin süresi ışıklı ve karanlık ortamda değişmemektedir (78).

- *Diz pozisyonu:*

Diz eklemine ait başlangıç pozisyonuna göre ekstansiyonda pozisyonlanması, kalça eklemine ait açısal yer değiştirmelerde artışa ve aynı zamanda kalça eklemi ekstansiyon momentinde %77 oranında artışa neden olmaktadır (79).

#### **4.2.3. Kişisel faktörler**

- *Yaş*

Yaştaki artış ile birlikte kas kuvveti, denge ve motor kontroldeki yetersizliklere bağlı olarak OAK hareketinde de etkilenimler görülmektedir (17)

- *Kas kuvveti*

Antigravite kaslarının, özellikle QF kas kuvvetindeki azalmalar OAK performansını etkilemekte ve hareket süresinin uzamasına neden olmaktadır (80,81).

- *Diğer Sistemik Hastalıklar*

Nöromuskuloskeletal sisteme ait hastalıklar OAK performansını da olumsuz yönde etkilemektedir (7-13,17). Obes kişilerde, abdominal bölgede görülen yağlanma, beden ağırlık merkezi pozisyonunun etkilenmesi denge ve alt ekstremitelere ait yüklenmelerde etkilenimlere neden olarak OAK sırasında farklı stratejilerle sonuçlanmaktadır (82).

Yapılan çalışmalar sandalye yüksekliğinin, ayak pozisyonunun, kol desteği kullanmanın ve QF kas kuvvetinin OAK performansını etkileyen en temel faktörler olduğunu göstermiştir (17).

Diz altı amputelerde meydana gelen gravite merkezinin yer değiştirmesi, proprioseptif girdi eksikliği nedeniyle artan postural salınımlar ve kas kuvveti etkinliğinin güdük boyu ile ilişkili olarak azalması gibi biyomekanik değişikliklerin yürümenin ön koşulu (3,83) olarak kabul edilen OAK'yı nasıl etkilediği bilinmemektedir. Buna karşın, günlük yaşam aktiviteleri içerisinde sıklıkla tekrarlanan OAK aktivitesinin bağımsız bir şekilde yapılması için kuvvet ve denge kombinasyonunun gerektiği (62) düşünüldüğünde, kas kuvveti ve dengenin etkilendiği her durum gibi diz altı amputelerde de bu aktivitenin denge ve özellikle QF kas kuvveti etkinliğine bağlı olarak değerlendirilmesi ampute rehabilitasyonunda yeni yaklaşımlar açısından önem taşımaktadır.

## GEREÇ – YÖNTEM

Araştırma, Ağustos 2008 – Nisan 2009 tarihleri arasında Dokuz Eylül Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu (DEÜ FTRYO) Hareket Analizi ve Denge Laboratuvarı'nda yapılmıştır.

Bu süre içinde DEÜ FTRYO'ya yönlendirilmiş araştırmaya dahil olma kriterlerine uygun 12 diz altı ampute araştırmanın olgu grubunu, 19 sağlıklı katılımcı ise araştırmanın kontrol grubunu oluşturmuştur.

Olgu ve kontrol grubundaki katılımcıların tümü araştırmanın amacı, uygulanacak değerlendirme yöntemleri hakkında sözlü ve yazılı olarak bilgilendirilmiş ve her katılımcıdan bilgilendirilmiş onam formu alınmıştır (*Ek-1*). Çalışma, Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Klinik ve Laboratuar Araştırmaları Etik Kurulu tarafından onaylanmıştır (07.11.2008 tarih ve 384 sayılı) (*Ek-2*).

Olgu ve kontrol grubunun araştırmaya dahil edilme, alınmama ve araştırmadan çıkarılma kriterleri aşağıda belirtilmiştir:

### **a) Olgu grubu;**

#### Araştırmaya dahil edilme kriterleri:

- Unilateral diz altı amputasyonu olan
- Protezini günlük yaşam aktiviteleri sırasından aktif olarak kullanabilen, yürüme sırasında herhangi bir problemi olmayan ve yardımcı cihaz kullanmayan (13,84)
- Üst ekstremiteden destek almadan oturmadan ayağa kalkabilen (13)
- En az 6 aydır protez kullanan (24,39) kişiler araştırmaya dahil edilmiştir.

#### Araştırmaya almama kriterleri

- Yürümeyi ve/veya günlük yaşam aktivitelerini kısıtlayan ağrı problemi olan (84, 85)
- Güdük-socket uyumsuzluğu, güdük ucunda nöroma-skar gibi ağrı yaratacak problemi olan
- Nörolojik defisiti bulunan (13)
- Amputasyon dışındaki bir nedene bağlı ortopedik problemi bulunan (13)
- 55 yaş ve üstündeki (5,6)
- Beden kütle indeksi  $30.00 \text{ kg/m}^2$  ve üzerindeki (82,86)
- Son 48 saat içinde alkol kullanan ve görme problemi olan kişiler (87) araştırmaya alınmamıştır.

#### **b) Kontrol grubu**

##### Araştırmaya dahil edilme kriterleri:

- OAK aktivitesini etkileyebilecek herhangi bir ortopedik ve nörolojik problemi bulunmayan
- En az 6 aydır geçirilmiş alt ekstremitte yaralanması bulunmayan sağlıklı kişiler araştırmaya dahil edilmiştir.

#### Araştırmaya almama kriterleri

- 55 yaş ve üstündeki (5,6)
- Beden kütle indeksi  $30.00 \text{ kg/m}^2$  ve üzerindeki (82,86)
- Son 48 saat içinde alkol kullanan ve görme problemi olan kişiler (87) kişiler araştırmaya alınmamıştır

##### Deney ve kontrol grubunun araştırmadan çıkarılma kriterleri:

- Araştırmadan kendi isteği ile çıkmak isteyen
- Değerlendirme sırasındaki gereklilikleri yerine getiremeyen kişiler araştırmadan çıkarılmıştır.

## Değerlendirme

Katılımcıların demografik ve klinik bilgileri kişilerden sorgulama yöntemi ile alınmıştır. Değerlendirme kapsamında yaş, cinsiyet, boy uzunluğu, beden ağırlığı, beden kütle indeksi (BKİ), dominant ekstremite, alkol kullanımı, egzersiz alışkanlığı, özgeçmiş ve medikasyon bilgileri kaydedilmiştir. Olgu grubunun boy uzunluğu ve beden ağırlığı ölçümü kullandıkları ayakkabı ile birlikte yapılmıştır. Olgu grubunun amputasyon (ampute taraf, amputasyon nedeni, amputasyon tarihi) bilgileri sorgulanmış ve protez (protez kullanım süresi, kullandığı protez sayısı, soket tipi, ayak tipi, süspansiyon sistemi) değerlendirmesi yapılmıştır. Yapılan bu değerlendirmelere ait veriler *Değerlendirme Formu*'na kaydedilmiştir (*Ek-3*). Değerlendirme sırasında çekilen fotoğraflar için katılımcılardan izin alınmıştır (*Ek-4*).

OAK ve diz ekstansör momentinin (DEM) değerlendirilmesi için olgu ve kontrol grubuna aynı değerlendirme prosedürü uygulanmış ve değerlendirmeler sırasında katılımcılardan şort giymeleri istenmiştir. Değerlendirme prosedüründe ilk olarak OAK aktivitesi ve OAK aktivitesi testinin tamamlanmasından sonra DEM değerlendirilmiştir.

## Oturmadan ayağa kalkma aktivitesinin değerlendirilmesi

OAK aktivitesinin analizi Balance Master (Version 8.1, NeuroCom® 2003, USA) sisteminde yapılmıştır (Şekil 2).



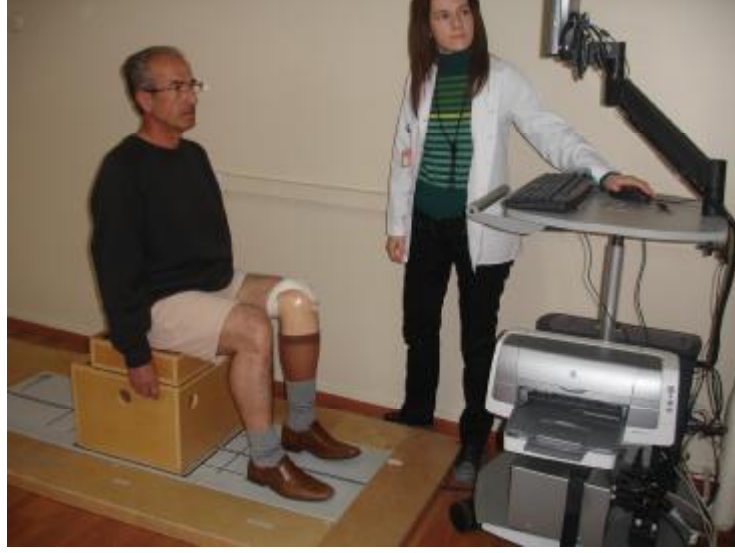
Şekil 2. Balance Master değerlendirme sistemi

Balance Master kişilerin fonksiyonel ve günlük yaşam aktivitelerine yönelik duyuşal ve motor becerilerini ölçen bir değerlendirme sistemidir ve OAK aktivitesinin değerlendirilmesi amacıyla literatürde kullanılmaktadır (62,64,88). Bilgisayar, monitör, değerlendirmelerin yapıldığı platform, platformun içerisine yerleştirilmiş 2 adet kuvvet platformu ve ilgili yazılımlardan oluşmaktadır. Kuvvet platformu altında bulunan kuvvet sensörleri ile kişilerin platforma uyguladıkları vertikal kuvvetlerin ölçülmesi sağlanmaktadır. Değerlendirmelere başlamadan önce sisteme kişinin adı-soyadı, yaşı, boy uzunluğu, tanısı ile ilgili bilgiler girilmektedir.

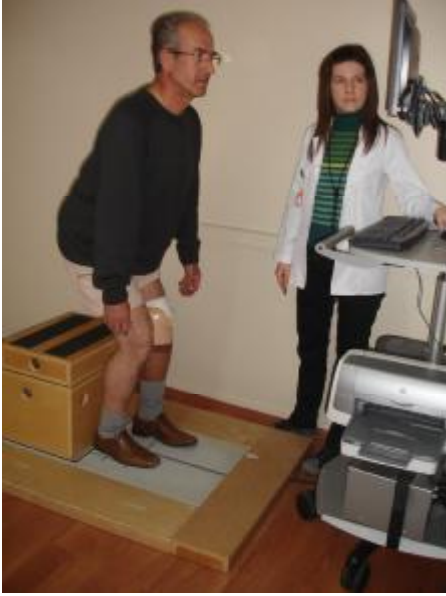
Balance Master değerlendirme protokolüne göre sisteme ait tüm değerlendirmeler yalın ayak ile yapılmaktadır. Buna karşın amputeler diğer kas-iskelet sistemi problemlerinden farklı olarak, günlük yaşamdaki tüm aktivitelerini ayakkabı ile yaptıklarından ve amputelerin protezleri, günlük yaşamda kullandıkları ayakkabılarına uygun olarak ayarlandığından, OAK aktivitesinin değerlendirilmesi amputelerin her gün kullandıkları ayakkabıları ile yapılmıştır (84,89). Bununla birlikte ayakkabı ile yapılan olan değerlendirme sayesinde, ampute ve sağlam tarafta topuk yüksekliğinden kaynaklanacak olan asimetrinin de önlenmesi sağlanmıştır. Kontrol grubunda da proprioseptif girdileri elimine etmek ve olgu grubuyla aynı değerlendirme protokolünü sağlamak amacıyla OAK aktivitesi spor ayakkabı ile değerlendirilmiştir.

OAK aktivitesi; kol desteği kullanımı, diz ve ayakların pozisyonu ile yakından ilişkilidir (17). Bu nedenle değerlendirme sırasında standardizasyonun sağlanması büyük önem taşımaktadır. Test sırasında sırt ve kol desteği bulunmayan tahta blok kullanılmıştır. Katılımcıların, dizde 90°'lik fleksiyon açısı (uyluk yere paralel, baldır yere dik olarak) sağlanacak şekilde oturması sağlanmış ve her bir ayak kuvvet platformu üzerinde belirlenen yerlere gelecek şekilde pozisyonlanmıştır (Şekil 3a). Bilgisayar ekranından uyarı geldiğinde katılımcılara, kolları gövde yanında serbest bir şekilde, uyluk ve tahta bloktan destek almadan mümkün olduğunca hızlı olarak ayağa kalkmaları ve ayağa kalktıktan sonra 5 sn (bilgisayar ekranındaki uyarı sonlanana kadar) dik postürü korumaları söylenmiştir (Şekil 3b, Şekil 3c). Aktivite sırasında herhangi bir uyarıda bulunulmamıştır. OAK aktivitesi önce araştırmayı yapan fizyoterapist tarafından gösterilmiş ve daha sonra katılımcılardan hareketi öğrenmesi için birkaç defa tekrarlamaları istenmiştir. Balance Master değerlendirme sistemindeki

prosedüre göre OAK aktivitesi 3 defa tekrar edilerek değerlendirilen parametrelere ait verilerin ortalamaları sistem tarafından alınmıştır.



**Şekil 3a.** Başlangıç pozisyonu



**Şekil 3b.** Ayağa kalkma sırasında



**Şekil 3c.** Ayakta 5 sn dik durma

**Şekil 3.** Oturmadan ayağa kalkma aktivitesinin değerlendirilmesi

OAK aktivitesi sırasında değerlendirilen parametreler (87):

-Ağırlık aktarma süresi: Testin başlangıcından gravite merkezinin ayaklar üzerine gelmesine kadar geçen süreyi kapsamaktadır. Ağırlık aktarma süresi saniye (sn) olarak hesaplanmaktadır.



-Ayağa kalkma indeksi: OAK sırasında kuvvet platformuna bacaklar tarafından uygulanan kuvvettir. Bu kuvvet, beden ağırlığının % değeri verilmektedir.

-Postural salınım hızı: OAK sırasında ve ayağa kalktıktan sonra ilk 5 sn'deki gravite merkezinin salınımını derece/sn cinsinden vermektedir. Oturmadan kalkma sırasındaki postural dengeyi değerlendirmek için kullanılmaktadır.

-Ağırlık taşıma asimetrisi: OAK sırasında ve ayağa kalktıktan sonra ilk 5 sn'deki sağ ve sol alt ekstremitenin taşıdığı ağırlığın birbirlerine göre asimetrisini % olarak vermektedir.

**Diz ekstansör momentinin değerlendirilmesi:** DEM, QF kas kuvveti ile yük kolu uzunluğunun çarpımına eşittir. Kas kuvveti kilogram (kg), yük kolu metre (m) cinsinden hesaplanarak, moment birimi olarak kg.m kullanılmıştır.

DEM: QF kas kuvveti (kg) x yük kolu uzunluğu (m) = kg.m (90,91)

#### ***Olgu grubu;***

#### **- QF kas kuvvetinin değerlendirilmesi**

El dinamometresi (PowerTrack II, Jtech Medical) ile ölçülmüştür (Şekil 4).



**Şekil 4. El dinamometresi**

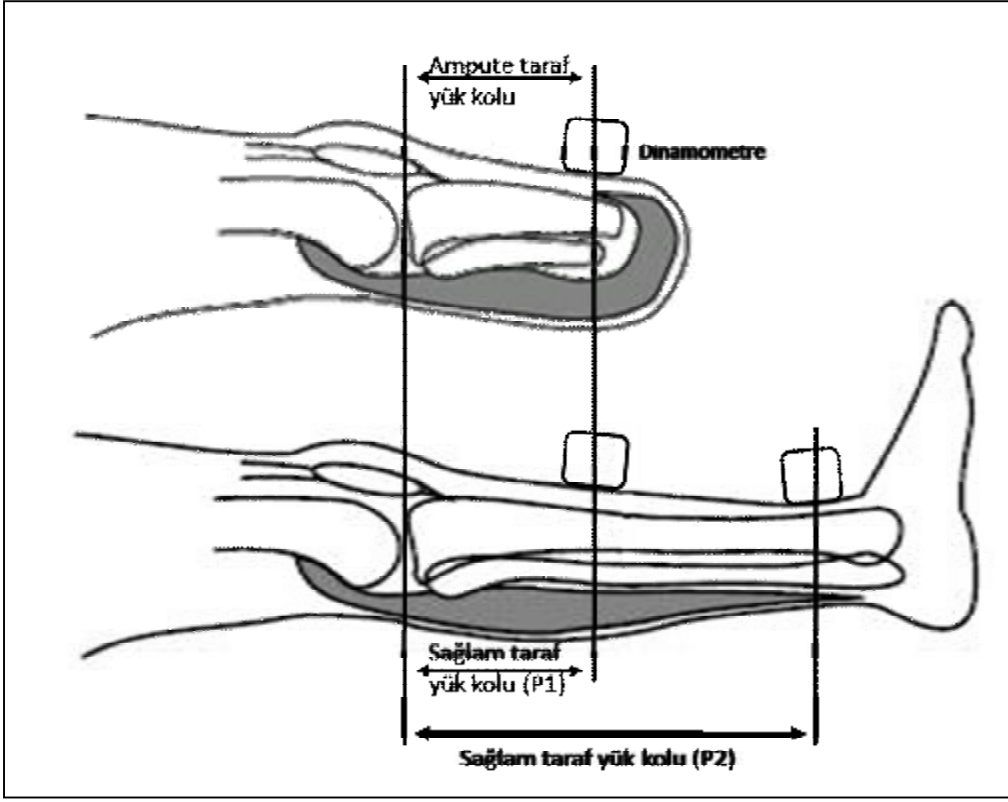
Ölçümler bilateral olarak önce sağlam taraf sonra ampute tarafta yapılmıştır (39). Katılımcılar, desteksiz bir sandalyeye kalça-diz 90<sup>0</sup> fleksiyonda ve ayakları yerle temas etmeyecek şekilde bacaklar sarkık pozisyonda oturmuştur. Değerlendirme sırasında üst ekstremiteleri ile herhangi bir yerden destek almamaları söylenmiştir (92). El dinamometresi

ölçüm prosedürüne göre, dizin altına ağırlı oluşumunu önlemek amacıyla havlu yerleştirilmiştir. Diz önce tam ekstansiyon pozisyonuna alınıp, 5<sup>0</sup> fleksiyona getirilerek (gonyometre ile belirlenerek), bu pozisyonda kas kuvveti izometrik olarak değerlendirilmiştir. Dinamometre güdük ucuna (Şekil 5 ve 6) yerleştirilerek güdük kas kuvveti ölçülmüştür. Diz altı amputelerde biyomekaniksel prensipler ve manuel kas kuvveti değerlendirmesinin sağlıklı kişilere göre değişim göstermesi nedeniyle (42) sağlam tarafta kas kuvveti iki farklı ölçümle belirlenmiştir: 1. pozisyonda (P1) sağlam tarafta kas kuvveti, dinamometrenin ampute taraf ile aynı seviyede tibia kristasına dik pozisyonda yerleştirilmesi ile ölçülmüş, 2. pozisyonda (P2) ise dinamometrenin malleollerin hemen proksimalinde tibia kristasına dik olacak şekilde pozisyonlanması ile ölçüm tekrar edilmiştir (Şekil 5 ve 6).

Değerlendirme öncesinde dinamometre kullanım prensibine göre ısınma için, katılımcılara maksimum eforlarını sarfetmeden deneme testi yapılmıştır. Katılımcılardan, değerlendirme sırasında dizlerini düz pozisyona getirmeye çalışarak oluşturabilecekleri maksimum kuvveti ortaya çıkarmaları ve maksimal kuvvete ulaşıldıktan sonra en az 3 sn kuvveti korumaları istenmiştir. Ölçümler arasında 1 dk dinlenme süreleri verilerek, her bir ekstremite için ölçümler 3 defa tekrar edilmiş ve 3 ölçümden en büyük olan değer maksimum QF kas kuvveti olarak kaydedilmiştir. Kas kuvveti, sistem tarafından bilgisayar ekranında kg olarak gösterilmiştir.



**Şekil 5. Olgu grubunda quadriceps femoris kas kuvveti ölçümü**



**Şekil 6. Yük kolu uzunluğunun ölçümü: Pozisyon 1 (P1):** Sağ tarafta dinamometrenin ampute taraf ile aynı seviyede tibia kristasına dik pozisyonda yerleştirildiği durum.

**Pozisyon 2 (P2):** Sağ tarafta dinamometrenin malleollerin hemen proksimalinde tibia kristasına dik olacak şekilde pozisyonlandığı durum.

#### - Yük kolu uzunluğunun hesaplanması

Medial tibial plato ve güdük ucuna en yakın bölgede tibia kristasına dik pozisyonda yerleştirilen dinamometrenin orta noktası arasındaki mesafe mezura ile ölçülerek ampute tarafa ait yük kolu uzunluğu olarak alınmıştır (Şekil 6). Sağlam taraf yük kolu uzunluğu da iki şekilde ölçülmüştür: 1) Ampute taraf yük koluna eşit uzunlukta yük kolu (P1) ve 2) medial tibial plato ile malleollerin hemen proksimaline yerleştirilen dinamometrenin orta noktası arasındaki mesafe (P2).

#### ***Kontrol grubu;***

#### - QF kas kuvvetinin değerlendirilmesi

Kontrol grubunda dominant ve dominant olmayan tarafta QF kas kuvveti, dinamometrenin malleollerin hemen proksimalinde tibia kristasına dik olacak şekilde pozisyonlanması ile ölçülmüştür.

#### - Yük kolu uzunluğunun hesaplanması

Dominant ve dominant olmayan tarafta medial tibial plato ile malleollerin hemen proksimaline yerleştirilen dinamometrenin orta noktası arasındaki mesafe yük kolu uzunluğu olarak alınmıştır.

#### **İstatistiksel Analiz Yöntemi**

Olgu ve kontrol grubuna ait değerlendirmelerinin istatistiksel analizleri “SPSS 11.0 İstatistik Programı” ile yapılarak,  $p < 0.05$  değeri istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

Gruplar arasında demografik - antropometrik özellikler ve OAK aktivitesine ait parametreler arasında fark olup olmadığını belirlemek amacıyla Mann-Whitney U Testi kullanılmıştır. Olgu grubunda ampute taraf-sağlam taraf QF kas kuvveti ve DEM'lerinin karşılaştırılması; olgu ve kontrol grubunun QF kas kuvveti ve DEM'lerinin karşılaştırılmasında da Mann-Whitney U Testi kullanılmıştır. Olgu grubunun, kontrol grubuyla QF kas kuvvetlerini karşılaştırabilmek için, kontrol grubunun dominant ve dominant olmayan taraflarına ait QF kas kuvvetlerinin ortalamaları alınmıştır.

Olgu grubunda OAK aktivitesine ait parametreler ile DEM arasındaki ilişkiyi belirlemek için Spearman Sıra Korelasyonu İşlemi yapılmıştır.

## BULGULAR

Diz altı amputelerde oturmadan ayağa kalkma aktivitesini ve oturmadan ayağa kalkma aktivitesi ile ampute taraf diz ekstansör momenti arasındaki ilişkiyi belirlemek için yapılan çalışmaya yaş ortalaması  $35.58 \pm 10.48$  yıl olan 12 erkek ampute ve yaş ortalaması  $30.47 \pm 7.27$  yıl olan 19 sağlıklı erkek alınmıştır.

Demografik ve antropometrik özellikleri Tablo 1’de verilen olgu ve kontrol grubunun yaş, boy uzunluğu, beden ağırlığı, BKİ açısından aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p > 0.05$ ) ( Tablo 1).

**Tablo 1.** Katılımcıların demografik ve antropometrik özelliklerinin karşılaştırılması

	<b>Olgu grubu</b> Ort±S (En az-En çok)	<b>Kontrol grubu</b> Ort±S (En az-En çok)	<b>p değeri</b>
<b>Yaş (yıl)</b>	35.58±10.48 (25-54)	30.47±7.27 (24-46)	0.070
<b>Boy uzunluğu(cm)</b>	174.00±6.97 (159-187)	176.37±6.48 (165-187)	0.349
<b>Beden ağırlığı (kg)</b>	75.08±12.21 (55-95)	78.68±6.30 (70-92)	0.464
<b>BKİ (kg/m<sup>2</sup>)</b>	24.70±3.10 (20.28-29.42)	25.30±2.19 (21.62-28.98)	0.556

\*  $p < 0.05$ , Ort: Ortalama, S: Standart sapma, Mann-Whitney U testi

Güçük uzunluğu 9-21 cm arasında değişim gösteren olgu grubunun tümü amputasyon sonrası herhangi bir prostetik rehabilitasyon programına katılmadığını belirtirken, her iki grubun da alt ekstremiteye yönelik düzenli egzersiz alışkanlığı bulunmamaktadır. Katılımcıların medikasyonu değerlendirildiğinde olgu grubundan sadece 1 kişi (%8.3) düzenli olarak antiagregan kullandığını belirtmiştir.

Beşi (%41.7) sağ diz altı, 7’si (%58.3) sol diz altı amputasyona sahip olan olgulardan 4’ü (%33.3) PVH nedeni ile 8’i de (%66.7) travmaya bağlı olarak ampute edilmiştir. Olguların soket tipleri incelendiğinde 1 amputenin (%8.3) PTB-SCSP soket, 11 amputenin

(%91.7) PTB-SC soket kullandığı; ayak tipleri değerlendirildiğinde ise 11 amputenin (%91.7) SACH ayak, 1 amputenin (%8.3) ise C-Walk kullandığı tespit edilmiştir. Olguların amputasyon ve protezlerine ait bilgiler Tablo 2 'de verilmiştir.

Protez süspansiyonu için amputelerden 1'i (%8.3) elastik dizlik giymekte, 2'si (%16.6) ise silikon astarlı emmeli soket kullanmaktadır.

**Tablo 2.** Olgu grubunun amputasyon ve protez bilgileri

PVH: Periferik vasküler hastalık

		<b>n</b>	<b>%</b>
<b>Ampute ekstremite</b>	<b>sağ</b>	5	41.7
	<b>sol</b>	7	58.3
<b>Dominant ekstremite</b>	<b>sağ</b>	11	91.7
	<b>Sol</b>	1	8.3
<b>Amputasyon nedeni</b>	<b>PVH</b>	4	33.3
	<b>Travma</b>	8	66.7
		<b>Ortanca</b>	<b>En az – En çok</b>
<b>Güdük uzunluğu (cm)</b>		13.5	9.0-21.0
<b>Amputasyon süresi (yıl)</b>		4.67	1.16-23.00
<b>Protez kullanma süresi (yıl)</b>		1.75	0.5-22.5
<b>Kullanılan protez sayısı</b>		2.50	1.0-30.0
		<b>n</b>	<b>%</b>
<b>Soket tipi</b>	<b>PTB-SC</b>	11	91.7
	<b>PTB-SCSP</b>	1	8.3
<b>Ayak tipi</b>	<b>SACH</b>	11	91.7
	<b>EDA (C-walk)</b>	1	8.3

PTB-SC: Patellar tendon-bearing-supracondylar

PTB-SCSP: Patellar tendon-bearing supracondylar-suprapatellar

EDA: Enerji depolayan ayak (The 1C40 Otto Bock C-Walk foot)

## 1. Oturmadan ayağa kalkma aktivitesi

OAK aktivitesi sırasında değerlendirilen parametrelerden, ağırlık aktarma süresi dışındaki tüm parametrelerde olgu ve kontrol grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ( $p<0.05$ ) (Tablo 3).

**Tablo 3.** Olgu ve kontrol grubunun oturmadan ayağa kalkma aktivitesine ait parametrelerinin karşılaştırılması

	<b>Olgu grubu</b>	<b>Kontrol grubu</b>	<b>p</b>
	<b>Ort±S</b>	<b>Ort ±S</b>	<b>değeri</b>
<b>Ağırlık aktarma süresi (sn)</b>	0.36±0.25	0.35±0.15	0.715
<b>Postural salınım hızı (derece/sn)</b>	5.43±1.33	3.84±1.18	<b>0.002**</b>
<b>Ağırlık taşıma asimetrisi (%)</b>	15.67±9.81	7.95±4.35	<b>0.024*</b>
<b>Ayağa kalkma indeksi (% beden ağırlığı)</b>	28.75±5.40	41.84±8.62	<b>0.000**</b>

\*  $p < 0.05$ , \*\*  $p < 0.01$ , Ort: ortalama, S: Standard sapma, Mann-Whitney U testi

Amputelerin, OAK sırasında ve ayağa kalktıktan sonra ilk 5 sn'deki gravite merkezinin salınım hızı ortalama olarak 5.43±1.33 derece/sn iken, sağlıklı kişilerde bu hız 3.84±1.18 derece/sn bulunmuştur. OAK aktivitesi sırasında, amputelerin sağlıklı kişilere göre anlamlı olarak daha yüksek salınım hızına sahip olduğu tespit edilmiştir ( $p<0.01$ ) (Tablo 3).

Olgu grubunun tümünün OAK sırasında sağlam taraflarında, kontrol grubunun tümünün de dominant taraflarında daha fazla ağırlık taşıdığı, bu asimetrinin sırası ile %15.67±9.81 ve %7.95±4.35 olduğu bulunmuştur. Olgu grubunda ağırlık taşımada ortaya çıkan asimetrinin kontrol grubuna göre anlamlı olarak daha yüksek olduğu tespit edilmiştir ( $p<0.05$ ) (Tablo 3).

Ayağa kalkma sırasında bacaklar tarafından kuvvet platformuna uygulanan kuvveti gösteren ayağa kalkma indeksi amputelerde beden ağırlığının %28.75±5.40'ı, sağlıklı kişilerde ise %41.84±8.62'si kadar bulunmuş, iki değer arasındaki farkın anlamlı olduğu belirlenmiştir ( $p<0.01$ ) (Tablo 3).

OAK aktivitesi sırasındaki ağırlık aktarma süresinin olgu grubunda daha yüksek bulunmasına karşın, anlamlı olmadığı görülmüştür ( $p>0.05$ ).

## 2. Quadriceps femoris kas kuvveti ve diz ekstansör momentini

Olgu grubunda ampute taraf QF kas kuvveti, sağlam tarafta güdükle aynı seviyedeki (P1) QF kas kuvvetine göre daha anlamlı olarak daha düşük bulunmuştur ( $p<0.01$ ) (Tablo 4). Olgu grubunun sağlam taraf QF kuvvetinin kontrol grubu ile benzer olduğu belirlenmiştir ( $p>0.05$ , Tablo 4).

**Tablo 4.** Ampute - sağlam taraf quadriceps femoris kas kuvveti ve sağlam taraf - kontrol grubu quadriceps femoris kas kuvvetinin karşılaştırılması

<i>Mann-Whitney U testi</i>	<b>Ort±S</b>	<b>Ort±S</b>	<b>pdeğeri</b>
<b>AQF kuvveti (kg) - SQF kuvveti (P1) (kg)</b>	20.25±3.55	24.58±3.00	<b>0.006*</b>
<b>SQF kuvveti (P1)(kg) - SQF kuvveti (P2) (kg)</b>	24.58±3.00	23.58±3.78	0.060
<b>SQF kuvveti (P2) (kg) - KQF kuvveti (kg)</b>	23.58±3.78	24.97±5.27	0.435

\* $p<0.01$ , Ort: Ortalama, S: standart sapma, SQF Sağlam taraf quadriceps femoris, AQF Ampute taraf quadriceps femoris, KQF Kontrol grubu quadriceps femoris

Ampute taraf DEM'i sağlam taraf DEM'e göre daha düşük bulunurken aradaki farkın P1 için anlamsız ( $p>0.05$ ), buna karşın P2 için anlamlı olduğu saptanmıştır ( $p<0.01$ , Tablo 5). Olgu grubunun sağlam taraf DEM'inin kontrol grubu ile benzer olduğu belirlenmiştir ( $p>0.05$ , Tablo 5).

**Tablo 5.** Ampute - sağlam taraf diz ekstansör momentini ve sağlam taraf - kontrol grubu diz ekstansör momentinin karşılaştırılması

<i>Mann-Whitney U testi</i>	<b>Ort±S</b>	<b>Ort±S</b>	<b>p değeri</b>
<b>ADEM (kg.m) - SDEM (P1) (kg.m)</b>	2.29±0.86	2.79±1.00	0.100
<b>ADEM (kg.m) - SDEM (P2) (kg.m)</b>	2.29±0.86	9.02±1.62	<b>0.000*</b>
<b>SDEM (P2) (kg.m) - KDEM (kg.m)</b>	9.02±1.62	9.35±2.27	0,662

\* $p<0.01$ , Ort: Ortalama, S: standart sapma, ADEM Ampute taraf diz ekstansör momentini SDEM Sağlam taraf diz ekstansör momentini KDEM Kontrol grubu diz ekstansör momentini



### 3. Oturmadan ayağa kalkma aktivitesi ve diz ekstansör momenti arasındaki ilişki

Olgu grubunda oturmadan ayağa kalkma aktivitesi sırasında değerlendirilen parametreler olan ağırlık aktarma süresi, postural salınım hızı, ağırlık taşıma asimetrisi ve ayağa kalkma indeksi ile ampute taraf DEM arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmamıştır ( $p>0.05$ , Tablo 5).

**Tablo 6.** Ampute taraf diz ekstansör momenti ile oturmadan ayağa kalkma aktivitesi parametreleri arasındaki ilişki

	<b><math>\rho</math> değeri</b>	<b>p değeri</b>
<b>DEM (kg.m) – ağırlık aktarma süresi (sn)</b>	0.304	0.336
<b>DEM (kg.m) – postural salınım hızı (derece/sn)</b>	0.168	0.601
<b>DEM (kg.m) – ağırlık taşıma asimetrisi (%)</b>	-0.028	0.931
<b>DEM (kg.m) – ayağa kalkma indeksi (% beden ağırlığı)</b>	-0.244	0.445

*Spearman Sıra Korelasyonu İşlemi,  $\rho$ : Spearman rho değeri, DEM: Diz ekstansör momenti*

## TARTIŞMA

Son yıllarda OAK aktivitesini araştıran birçok çalışma literatürde yer almasına karşın, bu çalışmalardaki sonuçların karşılaştırılması oldukça zordur. Değerlendirme protokollerinin ve başlangıç pozisyonunun farklı oluşu, aktivitenin çalışmaların amaçlarına göre farklı fazlarda tanımlanması ve sonuçlarının da farklılık göstermesi bunun en önemli nedenlerindedir.

Literatürde yürüme analizinin fazlarıyla ilgili sağlanan görüş birliği OAK aktivitesi için henüz geçerli değildir, bu nedenle standart bir değerlendirmesi bulunmamaktadır. Araştırmacılar bu transfer aktivitesini, değerlendirmek istedikleri parametrelere göre farklı fazlarda tanımlasalar da sıklıkla Schenkman ve ark.'nın belirlediği fazlar kullanılmaktadır (2). Bizim çalışmamızda OAK aktivitesi Balance Master değerlendirme sisteminde bulunmaması nedeniyle fazlarına göre değerlendirilmemiştir. Hipoteze göre diz altı amputelerde bu aktiviteye ilişkin etkilenmesi beklenen postural salınım hızı, ağırlık aktarma süresi, ağırlık taşıma asimetrisi ve ayağa kalkabilmek için gerekli olan kuvveti gösteren parametreler değerlendirilmiştir.

Sandalye yüksekliği, kişilerin başlangıç pozisyonu, ayağa kalkma hızı ve kol desteği kullanımı gibi birçok parametrenin OAK performansını etkilediği, bu nedenle standardizasyonunun büyük önem taşıdığı vurgulanmaktadır (4,17). Çalışmamızda kullanılan Balance Master değerlendirme protokolüne göre katılımcılardan aktivite sırasında en hızlı şekilde ayağa kalkmaları istenmiştir. Literatürde de benzer çalışmalar bulunmaktadır (61,62,64,65). Bazı çalışmalarda ise olguların kendilerini rahat hissettikleri doğal hızları (4,13) veya metronom vasıtası ile belirlenen hız parametreleri kullanılmıştır (58). Oturma yüksekliği diz boyuna göre ayarlanırken bu durum kişilerin boy uzunluğuna göre alt ekstremitenin boyunun da değişim göstereceği prensibiyle açıklanmaktadır. Buna karşın Balance Master değerlendirme protokolünde standart yükseklikte bir blok kullanıldığından oturma yüksekliği kişilerin boyuna göre ayarlanmamıştır (62,64,88).

Etnyre ve ark. OAK hareketini sağlıklı kişilerde eller gövde yanında serbest, eller karşı omuzlarda çaprazlanmış, dizler üzerinde ve kol desteği üzerinde pozisyonlanmış olarak dört farklı şekilde incelemiş, en kısa kalkma süresinin kol desteği kullanıldığında, en uzun kalkma süresinin ise eller karşı omuzlarda çaprazlanmış pozisyonda olduğunu belirlemiştir (4). Çalışmamızda OAK aktivitesi, kişilerin günlük yaşamlarında kullandıkları en doğal hali olan eller gövde yanında serbest şekilde pozisyonlanarak değerlendirilmiştir.

Önceki çalışmalarda OAK için gereken süre ile ilgili farklı sonuçlarla karşılaşmış, aktivitenin toplam süresi verilmekle birlikte, fazların süreleri de değerlendirilmiştir. Bu çalışmada belirtilen ağırlık aktarma süresi OAK aktivitesinin başlaması ile gravite merkezinin ayaklar üzerine geldiği zamana kadar geçen süreyi kapsamaktadır. Hareketin tamamlanabilmesi için gereken toplam süre sistemin değerlendirme protokolünde olmadığı için incelenememiştir. Ağırlık aktarma süresi ayağa kalkmaya hazırlık dönemidir ve çok kısa sürede gerçekleşmektedir. Burada değerlendirilen süre esas olarak kalça ve gövde fleksiyon kuvvetini yansıtmakta, QF kas kuvvetine ilişkin bilgi vermemektedir. Çalışmamızın ikinci hipotezi olan diz altı amputelerde OAK aktivitesi ile DEM arasındaki ilişki, ayağa kalkma sırasındaki toplam sürenin bilinmemesi nedeni ile tam olarak açıklanamamıştır. DEM ile ağırlık aktarma süresi arasında anlamlı bir ilişki bulunmamasının da bu duruma bağlı olabileceği düşünülmektedir. Benzer şekilde olgu grubu ile kontrol grubu arasında da ağırlık aktarma süresi açısından anlamlı fark bulunmamıştır.

Burger ve ark. diz üstü amputelerde OAK sırasında ağırlık aktarma süresini sağlıklı kişilerle benzer bulurken, aktivitenin tamamlanması için gereken toplam sürenin diz üstü amputelerde daha uzun olduğunu belirlemiştir. Diz üstü amputelerde, diz eklemi ile QF kasının kitlesel kaybına bağlı olarak OAK süresinin sağlıklı kişilere göre daha uzun olduğu savunulmuştur (13).

Postural kontrolün sağlanması vizüel, vestibuler ve proprioseptif sistemin bir bütünlük içerisinde çalışmasını gerektirmektedir (14). Diz altı amputelerde denge üzerine yapılan çalışmalarda, amputelerin vizüel ve vestibuler sistemleri sağlam olduğundan, postural kontroldeki etkilenmenin proprioseptif sistemden kaynaklandığı belirtilmektedir. Bunun en önemli nedeni ayak-ayak bileği ve tibianın da bir kısmının kaybına bağlı olarak bu yapılara ait

deri, eklem kapsülü, tendon, ligament ve kaslarda bulunan reseptörlerden algılanan proprioseptif bilgilerdeki azalmadır (14,38,43,44,49). Çalışmamızda OAK sırasında gravite merkezinin salınım hızının sağlıklı gruba göre artış gösterdiği bulunmuş (Tablo 3), bu sonucun literatürdeki benzer çalışmalar ile uyumlu olduğu belirlenmiştir (14,44,48-51,89).

Literatürde OAK, ayakta duruştan yürümeye geçme, yürümeden koşmaya başlama gibi iki aktivite arasındaki geçiş hareketlerinin değerlendirilmesinin motor kontrol ve yaralanma riski ile ilgili önemli bilgiler verdiği belirtilmektedir (93). Viton ve ark. travmatik diz altı amputelerde, statik bir pozisyon olan bipedal duruştan daha dinamik bir pozisyon olan monopedal duruşa geçme sırasında dengenin ve motor kontrolün sağlıklı kişilere göre olumsuz yönde etkilendiğini, bu durumun biomekaniksel değişiklikler ve afferent girdilerin kaybı nedeni ile ortaya çıktığını savunmuştur (44). Çalışmamızda da daha statik bir pozisyon olan oturmadan, daha dinamik bir pozisyon olan ayağa kalkma aktivitesi değerlendirilmiş, Viton ve ark.'nın yaptığı araştırmayla benzer olarak dengenin etkilendiği bulunmuştur.

Statik ve dinamik koşullarda denge, ayak bileği ve kalça stratejisi ile sağlanmaktadır. Dengenin sürdürülmesi için gerekli olan bu stratejiler ağırlık merkezinin medio-lateral ve antero-posterior yöndeki horizontal hareketlerini kontrol etmede önemli rol oynamaktadır. Ayakta dik duruşta ayak bileği stratejisi ile plantar fleksörler ve dorsifleksörler tarafından oluşturulan moment antero-posterior hareketleri kontrol ederken, daha geniş salınımlı dinamik durumlarda kalça stratejisi devreye girerek kalça fleksiyonu ve ekstansiyonu ile ağırlık merkezinin öne ve arkaya hareket ettirilmesini sağlamaktadır. Benzer mekanizma ile ayak bileği evertör ve invertörleri; kalça eklemi abduktör ve adduktörlerinin oluşturdukları moment mediolateral yöndeki hareketleri kontrol etmektedir (94). Bu mekanizmalar doğrultusunda diz altı amputelerde ayak bileği stratejisinin ortadan kalkmasının, artmış postural salınımın en önemli nedenlerinden biri olduğu önceki çalışmalarda belirtilmiştir (14,48,89). Amputelerde, kaybolmuş ayak bileği stratejisinin güdüğün soket içindeki hareketleriyle kompanse edilmeye çalışılabileceği, güdüğün hareketini sağlayan diz fleksör ve ekstansör momentlerinin de dengeyi etkileyebileceği düşünüldüğünden ileride yapılacak olan çalışmalarda diz eklemine ait fleksör-ekstansör momentlerin de araştırılmasının yararlı olabileceği görüşüdeyiz.

Amputelerin güdüklerini korumaya çalışmaları da asimetrik yüklenme paternine neden olabilmektedir (95). Bu genelde, yüklenildiğinde güdükte ağrı yaratan bir durum olduğunda geçerlidir (96). Isakov ve ark. diz altı amputelerde protez uygulamasını takip eden günün sonunda bu asimetriyi % 40 olarak bulmuştur (14).

Protezin kullanılmaya başlandığı ilk dönemlerde amputelerin güdüklerini korumaya çalışmaları ve bu nedenle ampute tarafta daha az ağırlık taşımaları zamanla öğrenilmiş bir davranış haline gelerek ağrının olmadığı durumlarda bile beden ağırlığının alt ekstremiteler tarafından eşit olarak taşınmasını engelleyebilmektedir. Bu asimetrik ağırlık dağılımının protez rehabilitasyonu kapsamında verilen 4 haftalık egzersiz programı (14) ile azaldığı ve ampute tarafta daha fazla yük taşındığı (96) gösterilmiştir.

Çalışmamızda olgu grubunun sağlam tarafta daha fazla ağırlık taşıdığı tespit edilmiş (Tablo 3) ve iki ekstremiteler arasındaki ağırlık taşıma asimetrisi %15.67 olarak bulunmuştur. (14,41,85). Değerlendirdiğimiz olgu grubunda bu asimetrinin, Isakov ve ark. buldukları %40 oranındaki asimetriye göre daha düşük olduğu gözlenmiş, bu da olgu grubunu oluşturan unilaterale diz altı amputelerin protez kullanma sürelerinin daha uzun olmasına bağlanmıştır. Buna karşın, çalışmamızda elde edilen %15.67'lik ağırlık taşıma asimetrisinin normal kabul edilen değer olan %10 dan (13,97) büyük bulunmasının olgu grubunun düzenli bir egzersiz programı ve prostetik rehabilitasyon almamış olması ile ilişkili olabileceğini düşünmekteyiz.

Burger ve ark.'nın, diz üstü amputelerde OAK aktivitesini inceledikleri çalışmada ağırlık taşıma asimetrisinin sağlıklı kişilerde %10'dan düşük, diz altı amputelerde %40'dan fazla olduğu gösterilmiştir (13). Çalışmamızda bulunan sonuçlar sağlıklı kişilerle benzerlik göstermesine karşın, olgu grubundaki asimetrinin diz üstü amputelere göre düşük olduğu tespit edilmiştir. Diz üstü amputelerde ayak bileği eklemi ile birlikte diz eklemine de kaybı ve fonksiyonelliğin diz altı amputelere göre daha fazla etkilenim göstermesinin bu sonuçlara neden olabileceği görüşündeyiz.

Amputelerdeki yüklenme asimetrisinin zamanla sağlam tarafta ağrı ve eklem dejenerasyonuna neden olduğu bilinmektedir (98,99). Unilaterale diz altı amputelerde sağlam taraf ve lumbal bölgedeki dejeneratif eklem hastalıkları insidansı oldukça yüksektir (98). Bu

nedenle diz altı amputelerde protez kullanımına başlanması ile birlikte ağırlık taşıma aktivitesinin değerlendirilmesi yararlı olabilir.

Literatüre bakıldığında herhangi bir patoloji olmaksızın sağlıklı kişilerde bile OAK sırasında asimetrik ağırlık taşıma paterni gösterilmiştir (97). Çalışmamızda sağlıklı kişilerin tümünün dominant ekstremitelerinde daha çok ağırlık taşınması, asimetrik yüklenmede dominant ekstremitenin etkisinin önemli olduğunu göstermektedir.

Literatürde OAK hareketinin, sagittal planda incelendiğinde simetrik bir aktivite olduğu kabul edilmekle birlikte (58,73), sağ ve sol alt ekstremiteden elde edilen verilere ait görüş birliği bulunmamaktadır. Bazı çalışmalar sağ ve sol taraf arasında vertikal yer reaksiyon kuvvetleri, alt ekstremitenin eklemlerine ait moment ve açısal yer değiştirmelerde anlamlı fark bulunmadığını belirtirken (2,72), diğerleri ise bazı parametrelerde asimetri olduğunu belirtmektedirler (97). Çalışmamızda da vertikal yer reaksiyon kuvvetleri ile her iki alt ekstremitede taşınan ağırlık hesaplandığında sağlıklı kişilerin OAK aktivitesi sırasında dominant ekstremitelerine %7.95 daha fazla ağırlık aktardıkları saptanmıştır. Gilleard ve ark.'da çalışmamızla benzer sonuçlar elde etmiş ve sağlıklı kişilerde sağ ve sol ekstremitede oluşan asimetrik momentleri, simetrik motor aktivitelerde oluşan dominantlığın etkisi şeklinde açıklamışlardır (97).

Görünüşte basit gibi görünen OAK aktivitesinin tamamlanabilmesi nöromuskuler sistemin ve ilgili beden segmentlerinin koordinasyon içinde çalışmasını gerektirir. Vücudun ağırlığının önce horizontal yönde daha sonra vertikal yönde etkin olarak aktarılması; bu ağırlık aktarımı gerçekleştirilirken de küçük bir destek yüzeyi üzerinde dengenin sürdürülmesi buna bağlıdır. Bu basit kinematik, gövde ve kalça eklemlerinin fleksiyonu ile ağırlık merkezinin öne yer değiştirmesini, bunu takiben gövdenin ve alt ekstremitelerin bilateral ekstansiyonu ile beden gravite merkezinin vertikal yönde yükselmesini içerir (58).

Gravite merkezinin, yeni destek yüzeyi olan ayaklar üzerine gelebilecek düzeyde öne taşınmasından sonra, üste gövde yavaşlayarak öne doğru olan hareketi durdurmalıdır. Bedeni ayakta dik duruş pozisyonuna getirebilmek için alt ekstremiteler bilateral ekstansiyon yapar ve yüzeyi iterek yer reaksiyon kuvvetine karşı yeterli, ters bir kuvvet oluştururlar. Eğer yeterli

derecede kuvvet oluşturulamazsa, ayağa kalkma sırasında tam dik pozisyona ulaşamaz ve OAK aktivitesi başarılı bir şekilde tamamlanamaz. Çalışmamızda kuvvet platformuna bacaklar tarafından uygulanan kuvvet, ayağa kalkma indeksi ile değerlendirilmiş ve kaynaklarla uyumlu olarak beden ağırlığının %'si cinsinden verilmiştir (62,64,88,97). Olgu grubu beden ağırlığının %28.75'i kadar kuvvet oluştururken, kontrol grubu %41.84'ü kadar kuvvet ortaya çıkarmıştır (Tablo 3). Amputelerin sağlıklı kişilere göre daha az kuvvet oluşturmalarının birçok nedeni olabilir. Ayağa kalkma indeksi, esas olarak alt ekstremitte kas kuvvetini yansıttığından, amputelerde alt ekstremitteye ait kas kuvvet kaybının OAK fonksiyonunu önemli derecede etkilediği düşünülmektedir. Çalışmamızda bulunan ampute taraf QF kas kuvvetindeki azalma da (Tablo 4) bu görüşü desteklemektedir. EMG çalışmalarında da (58,100), QF kas kuvvetinin OAK aktivitesini etkileyen en önemli faktörlerden olduğu tespit edilmiştir (17).

Ampute taraf uyluk kaslarının kuvveti, diz altı amputelerde fonksiyonelliği etkileyen en önemli faktördür (38,52). Diz altı amputelerde uyluk kaslarına ait kuvvet değerlendirildiğinde, ampute taraf kas kuvveti sağlam tarafa göre daha düşük bulunmuş (38,39,43,45-47), QF kasından alınan biopsilerde ampute tarafta atrofi geliştiği gözlenmiştir (47). Pedrinelli ve ark. da diz altı amputelerle yapılan izokinetik çalışmalarda diz fleksör ve ekstansör kas kuvvetinin sağlıklı kişilere göre daha düşük olduğunu göstermişlerdir (39). Çalışmamızda da literatür bulgularına paralel olarak ampute taraf QF kas kuvveti, sağlam tarafa göre daha düşük bulunmuştur (Tablo 4).

Amputasyon nedeni de kas kuvvetini etkilemektedir. Vasküler nedenli alt ekstremitte amputelerinde kas kuvvetinin travmatik amputelere göre daha düşük olduğu belirtilmiştir (52). Çalışmamızda olgu grubunun %33.3'ü PVH, %66.7'si travma nedeniyle ampute edilmiştir. Buna karşın, olgu sayısının az olması amputasyon nedenlerine göre bir karşılaştırma yapmayı engellemiştir. Bu görüşten yola çıkarak yapılacak sonraki çalışmalar, OAK aktivitesinin amputasyon nedeni açısından da değerlendirilmesini sağlayacak şekilde planlanmalıdır.

Diz altı amputelerde güdük kaslarının etkinliği, güdük uzunluğuna bağlı olarak değişmekte (38,39), güdük boyu kısaltıkça kasın ortaya çıkardığı moment azalmaktadır (39). Çalışmamızdaki olgularda ampute ve sağlam tarafta aynı yük kolu (P1) ile belirlenen momentlerin benzerliği ve aralarında istatistiksel olarak fark olmaması; buna karşın sağlam tarafta uzun yük kolu (P2) ile ve kontrol grubunda yapılan ölçümlerde momentin yüksek bulunması bu görüşleri desteklemektedir (Tablo 5).

Çalışmamızda, OAK sırasında değerlendirilen postural salınım hızı, ağırlık taşıma asimetrisi ve ayağa kalkma indeksi ile ampute taraf DEM arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmaması beklenmeyen bir sonuç olarak değerlendirilmiştir (Tablo 5). Literatürde ise diz ekstansör kuvveti ve OAK performansı arasındaki ilişki birçok çalışmada gösterilmiştir (16,64,86,101). Çalışma bulguları ile literatür arasındaki bu karşıtlığın olgu sayısına bağlı olarak ortaya çıktığı düşünülmektedir.

Protez ile birlikte yapılacak olan kuvvet ölçümlerinde yükün çoğunlukla güdüğün antero-distaline yoğunlaşacağı ve bu nedenle ağrı oluşturabileceği, ağrının da ölçülen kuvvetin doğruluğunu maskeleyebileceği düşünüldüğünden, protez ile birlikte yük kolunun uzatılarak tekrar DEM ölçümlerinin yapılamaması bu çalışmanın başlıca limitasyonunu oluşturmaktadır. Bununla birlikte kasın ortaya çıkardığı moment ölçümlerinde manuel veya statik ölçüm yöntemlerinin yerine zamana ve açısal değerlere bağlı moment değişmelerini kaydeden izokinetik sistemlerin daha objektif sonuçlar verdiği literatürde yer almaktadır (38,39,43,46). Çalışmada, klinikte kullanılabilirliğinin kolay, pratik olması ve izokinetik sisteme göre daha ucuz bir değerlendirme yöntemi olması nedeniyle el dinamometresi kullanmıştır.

Dall ve ark. OAK aktivitesinin gün içerisinde ortalama olarak 60 defa yapıldığını göstermiştir (102). Kişilerin günlük yaşantılarında birçok defa tekrarladığı OAK, son literatüre bakıldığında araştırmacılar tarafından sağlıklılar, yaşlı bireyler ve nöromuskuloskeletal problemi olan kişilerde sıklıkla incelenmiştir.



Çalışmamız, diz altı amputelerde fonksiyonel bağımsızlığın anahtar belirleyicilerinden biri olan OAK aktivitesini inceleyen ilk çalışmadır. Sonuç olarak diz altı amputelerde OAK aktivitesine ait denge, ağırlık taşıma asimetrisi ve ayağa kalkma sırasında gereken alt ekstremitte yer reaksiyon kuvvetinin sağlıklı kişilere göre olumsuz yönde etkilendiği, ampute taraf diz ekstansör momentinin bu parametreler üzerine önemli bir etkisinin bulunmadığı belirlenmiştir.

## SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmanın sonucunda;

- Ø OAK sırasında, ağırlık aktarma süresi açısından diz altı amputelerle sağlıklı kişiler arasında bir fark bulunmamıştır.
- Ø OAK sırasında ve ayağa kalktıktan sonra dik duruştaki postural salınım hızı diz altı amputelerde sağlıklı kişilerle karşılaştırıldığında daha yüksek bulunmuştur. Bu sonuç diz altı amputelerde dengenin etkilendiğini göstermektedir.
- Ø OAK sırasında diz altı amputelerin, kuvvet platformuna sağlıklı kişilere göre daha az kuvvet uyguladığı bulunmuştur. Bu sonuç diz altı amputelerde genel olarak alt ekstremitede kuvvet oluşturabilme yeteneğinin sağlıklı kişilere göre olumsuz yönde etkilendiğini göstermektedir.
- Ø OAK sırasında olgu grubunun sağlam taraflarında, kontrol grubunun da dominant taraflarında daha fazla ağırlık taşıdığı bulunmuştur. Ağırlık taşıma asimetrisinin olgu grubunda daha yüksek olduğu tespit edilmiştir.
- Ø Olgu grubunda ampute ekstremitedeki QF kas kuvveti sağlam ekstremiteye göre daha düşük bulunmuştur. Ampute taraf DEM'in, sağlam tarafta P1'deki DEM ile benzer, P2'deki DEM'e ve kontrol grubundaki DEM'e göre ise düşük olduğu bulunmuştur.
- Ø Olgu grubuna ait sağlam taraf QF kas kuvveti ve DEM'i kontrol grubu ile benzer bulunmuştur.
- Ø Diz altı amputelerde oturmadan ayağa kalkma aktivitesi sırasında değerlendirilen parametreler olan ağırlık aktarma süresi, postural salınım hızı, ağırlık taşıma asimetrisi ve ayağa kalkma indeksi ile ampute taraf diz ekstansör momenti arasında bir ilişki bulunmamıştır.

Gelecekte;

- Ø Daha fazla sayıda diz altı amputeyle,
- Ø OAK aktivitesi sırasındaki kompensasyon mekanizmalarını görmek amacıyla tüm alt ekstremite kinetik ve kinematik analizi içeren,
- Ø Diz eklemi momentlerinin izokinetik sistem ile değerlendirildiği ve sağlıklı kişilerle karşılaştırıldığı

çalışmaların yapılması ile günlük yaşamda sıklıkla kullanılan ve fonksiyonel kapasiteyi önemli ölçüde etkileyen bu aktiviteyle ilgili daha önemli bilgiler elde edilebilir.

## KAYNAKLAR

1. Doorenbosch CAM, Harlaar J, Roebroek M, Lankhorst GJ. Two strategies of transferring from sit-to-stand: the activation of monoarticular and biarticular muscles. *J Biomech* 1994;27(11): 1299 - 307
2. Schenkman M, Berger RA, Riley PO, Mann RW ve ark. Whole-body movements during rising to standing from sitting. *Phys Ther* 1990;70(10): 638-51
3. Kralj A, Jaeger RJ, Munih M. Analysis of standing up and sitting down in humans: definitions and normative data presentation. *J Biomech* 1990;23(11): 1123-138
4. Etnyre B, Thomas DQ. Event standardization of sit-to-stand movements. *Phys Ther* 2007;87(12): 1651-66
5. Matthews M, Lucas A, Boland R ve Hirth V ve ark. Use of a questionnaire to screen for frailty in the elderly: an exploratory study. *Aging Clin Exp Res* 2004;16: 34-40
6. Odding E, Valkenburg HA, Algra D, Vandenouweland FA ve ark. Association of locomotor complaints and disability in the Rotterdam study. *Ann Rheum Dis* 1995;54: 721-5.
7. Roy G, Nadeau S, Gravel D, Pottie F ve ark. Side difference in the hip and knee joint moments during sit-to-stand and stand-to-sit tasks in individuals with hemiparesis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2007;22(7): 795-804
8. Farquhar SJ, Kaufman KR, Snyder-Mackler L. Sit-to-Stand 3 months after unilateral total knee arthroplasty: Comparison of self-selected and constrained conditions. *Gait Posture* 2009;30(2): 187-91.
9. Mak MK, Hui-Chan CW. Cued task-specific training is better than exercise in improving sit-to-stand in patients with Parkinson's disease: A randomized controlled trial. *Mov Disord.* 2008;23(4): 501-9
10. Camargos AC, Rodrigues-de-Paula-Goulart F, Teixeira-Salmela LF. The effects of foot position on the performance of the sit-to-stand movement with chronic stroke subjects. *Arch Phys Med Rehabil.* 2009;90(2): 314-9
11. Talis VL, Grishin AA, Solopova IA, Oskanyan TL ve ark. Asymmetric leg loading during sit-to-stand, walking and quiet standing in patients after unilateral total hip replacement surgery *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2008;23(4): 424-33

12. Shum GL, Crosbie J, Lee RY. Energy transfer across the lumbosacral and lower-extremity joints in patients with low back pain during sit-to-stand. *Arch Phys Med Rehabil* 2009;90(1): 127-35
13. Burger H, Kuzelicki J, Marincek C. Transition from sitting to standing after trans-femoral amputation. *Prosthet Orthot Int* 2005;29(2): 139-51
14. Isakov E, Mizrahi J, Ring H, Susak Z ve ark. Standing sway and weight-bearing distribution in people with below-knee amputations. *Arch Phys Med Rehabil* 1992;73: 174-78
15. Riley PO, Krebs DE, Popat RA. Biomechanical analysis of failed sit-to-stand. *IEEE Transactions on rehabilitation engineering* 1997;5(4): 353-59
16. Burger H, Marincek C. Functional testing of elderly subjects after lower limb amputation. *Prosthet Orthot Int* 2001;25(2):102 -7
17. Janssen WGM, Bussmann HBJ, Stam HJ. Determinants of the sit-to-stand movement: a review. *Phys Ther* 2002;82: 866–79
18. Sachs M, Bojunga J, Encke A. Historical evolution of limb amputation. *World J Surg* 1999;23: 1088-93
19. Mavroforou A, Koutsias S, Fafoulakis F, Balogiannis I. The evolution of lower limb amputation through the ages:historical note. *Int Angiol* 2007;26: 385-9
20. Nielsen CC. Etiology of amputation. In: Lusardi MM, Nielsen CC editors. *Orthotics and prosthetics in rehabilitation*. 1<sup>st</sup> ed. USA: Butterworth-Heinemann Press; 2000. p.327-36
21. Erdem H. Genel bilgiler. Erdem H. *Ekstremitte protezleri: amputasyon seviyeleri / biyomekani / uygulama / rehabilitasyon*. 1. basım. Ankara: Erdem Medikal; 1996. p.1-13
22. Şener G, Erbahçeci F. Alt ekstremitte protezlerinin tarihçesi, amputasyon nedenleri ve seviyeleri. *Protezler*, 2. baskı, Ankara, Hacettepe üniversitesi yayınları, 2001. p.1-10
23. Anderson CD, Stewart JD, Unger DV. Recent advances in lower-extremity amputations. *Current opinion in orthopaedics* 2007;18: 137-44
24. Asano M, Rushton P, Miller WC, Deathe BA. Predictors of quality of life among individuals who have a lower limb amputation. *Prosthet Orthot Int* 2008;32(2): 231-43
25. Bowker JH. Infection: Limb salvage versus amputation. In: Smith DG, Michael JW, Bowker JH. *Atlas of amputations and limb deficiencies: Surgical, prosthetic and rehabilitation principles*. 3<sup>rd</sup> ed. USA: American academy of orthopaedic surgeons; 2004. p.47-53

26. Lagana FJ, Weiner RI. When amputation is necessary: Preoperative assessment and surgery. In: Lusardi MM, Nielsen CC editors. Orthotics and prosthetics in rehabilitation. 1<sup>st</sup> ed. USA: Butterworth-Heinemann Press; 2000. p.363-77
27. Algun C. Amputelerde rehabilitasyon. Ortez ve protez kullanan hastalarda rehabilitasyon. 1. basım. Ankara: Öztek matbaacılık;1998. p.53-58.
28. Bowker JH. Transtibial amputation: Surgical management. In: Smith DG, Michael JW, Bowker JH. Atlas of amputations and limb deficiencies: Surgical, prosthetic and rehabilitation principles. 3<sup>rd</sup> ed. USA: American academy of orthopaedic surgeons; 2004. p.481-501
29. Berke GM. Transtibial protheticss. In: Lusardi MM, Nielsen CC editors. Orthotics and prosthetics in rehabilitation. 1<sup>st</sup> ed. USA: Butterworth-Heinemann Press; 2000. p. 437-66
30. Fergason J, Smith DG. Socket considerations for the patient with a transtibial amputation. Clinical orthopaedics and related research. 1999;361: 76-84
31. Erdem H. Diz altı amputasyonları ve protezleri. Erdem H. Ekstremitte protezleri: amputasyon seviyeleri / biyomekani / uygulama / rehabilitasyon. 1. basım. Ankara: Erdem Medikal; 1996. p. 57-85
32. Kapp SL, Fergason JR. Transtibial amputation: Prosthetic management. In: Smith DG, Michael JW, Bowker JH. Atlas of amputations and limb deficiencies: Surgical, prosthetic and rehabilitation principles. 3<sup>rd</sup> ed. USA: American academy of orthopaedic surgeons; 2004. p.503-15
33. Şener G, Erbahçeci F. Diz altı protezleri. Protezler, 2. baskı, Ankara, Hacettepe üniversitesi yayınları, 2001. p.47-88
34. Baars ECT, Geertzen JHB. Literature review of the possible advantages of silicon liner socket use in trans-tibial prostheses. Prosthet Orthot Int 2005; 29(1) :27–37.
35. Fergason J. Prosthetic feet. In: Lusardi MM, Nielsen CC editors. Orthotics and prosthetics in rehabilitation. 1<sup>st</sup> ed. USA: Butterworth-Heinemann Press; 2000. p. 437-66
36. Erdem H. Ayak ve ayak bileği tipleri. Erdem H. Ekstremitte protezleri: amputasyon seviyeleri / biyomekani / uygulama / rehabilitasyon. 1. basım. Ankara: Erdem Medikal; 1996. p. 18-32
37. Hsu MJ, Nielsen DH, Lin-Chan SJ, Shurr D. The effects of prosthetic foot design on physiologic measurements, self-selected walking velocity, and physical activity in people with transtibial amputation. Arch Phys Med Rehabil 2006;87: 123-9

38. Isakov E, Burger H, Gregoric M, Marincek C. Stump length as related to atrophy and strength of the thigh muscles in trans-tibial amputees. *Prosthet Orthot Int* 1996;20: 96-100
39. Pedrinelli A, Saito M, Coelho RF, Fontes RBV ve ark. Comparative study of the strength of the flexor and extensor muscles of the knee through isokinetic evaluation in normal subjects and patients subjected to trans-tibial amputation. *Prosthet Orthot Int* 2002;26(3):195-205
40. Jones ME, Steel JR, Bashford GM, Davidson IR. Static versus dynamic weight-bearing in elderly trans-tibial amputees. *Prosthet Orthot Int* 1997;21: 100–6
41. Summers GD, Morrison JD, Cochrane GM. Foot loading characteristics of amputees and normal subjects. *Prosthet Orthot Int* 1987;11: 33–9
42. Lusardi MM, Owens LLF. Postoperative and preprosthetic care. In: Lusardi MM, Nielsen CC editors. *Orthotics and prosthetics in rehabilitation*. 1<sup>st</sup> ed. USA: Butterworth-Heinemann Press; 2000. p. 395-419
43. Isakov E, Burger H, Gregoric M, Marincek C. Isokinetic and isometric strength of the thigh muscles in below-knee amputees. *Clin Biomech* 1996;11(4): 232-35
44. Viton JM, Mouchnino L, Mille ML, Cincera M ve ark. Equilibrium and movement control strategies in trans-tibial amputees. *Prosthet Orthot Int* 2000: 24: 108-16
45. Klingenstierna U, Renstrom P, Grimby G, Morelli B. Isokinetic strength training in below-knee amputees. *Scand J Rehabil Med* 1990; 22: 39-43
46. Moirenfeld I, Ayalon M, Ben-Sira D, Isakov E. Isokinetic strength and endurance of the knee extensors and flexors in trans-tibial amputees. *Prosthet Orthot Int* 2000;24: 221-25
47. Renstrom P, Grimby G, Larsson E. Thigh muscle strength in below-knee amputees. *Scand J Rehabil Med Suppl* 1983; 9: 163-73
48. Geurst AC, Mulder TW, Nienhuis B, Rijken RA. Dual-task assessment of reorganisation of postural control in persons with lower limb amputation. *Arch Phys Med Rehabil* 1991;72(13): 1059-64
49. Geurts AC, Mulder TW, Nienhuis B, Rijken RA. Postural reorganization following lower limb amputation. Possible motor and sensory determinants of recovery. *Scand J Rehabil Med* 1992;24(2): 83-90.
50. Hermodsson Y, Ekdahl C, Persson BM, Roxendal G. Standing balance in trans-tibial amputees following vascular disease or trauma: a comparative study with healthy subjects. *Prosthet Orthot Int* 1994;18: 150-58

51. Miller WC, Deathe AB. A prospective study examining balance confidence among individuals with lower limb amputation. *Disabil Rehabil* 2004;26: 875-81
52. Velzen van JM, Bennekom van CAM, Polomski W, Sloopman JR ve ark. Physical capacity and walking ability after lower limb amputation: a systematic review. *Clin Rehabil* 2006;20: 999-1016
53. Bussmann JB, Schrauwen HJ, Stam HJ. Daily physical activity and heart rate response in people with a unilateral traumatic transtibial amputation. *Arch Phys Med Rehabil* 2008;89: 430-4
54. Dehail P, Bestaven E, Muller F, Mallet A et al. Kinematic and electromyographic analysis of rising from a chair during a ‘‘Sit-to-Walk’’ task in elderly subjects: Role of strength. *Clin Biomech* 2007;22: 1096-103
55. Odding F. Locomotor disability in the elderly: an epidemiological study of its occurrence and determinants in a general population of 55 years and over (thesis). Rotterdam, the Netherlands: Erasmus University Rotterdam; 1994.
56. Kerr KM, White JA, Barr DA, Molan RA. Standardisation and definitions of the sit-stand-sit movement cycle. *Gait Posture* 1994;2(3):182–90
57. Kerr KM, White JA, Barr DA, Mollan RA. Analysis of the sit-stand-sit movement cycle in normal subjects. *Clin Biomech(Bristol, Avon)* 1997;12(4): 236-45
58. Roebroek ME, Doorenbosch CAM, Halar J, Jacobs R ve ark. Biomechanics and muscular activity during sit-to-stand transfer. *Clin Biomech.*1994;9(4):235-44
59. Vander Linden DW, Brunt D, McCulloch MU. Variant and invariant characteristics of the sit-to-stand task in healthy elderly adults. *Arch Phys Med Rehabil* 1994;75(6): 653-60
60. Roorda LD, Roebroek ME, Lankhorst GJ, Van Tilburg T et al. Measuring functional limitations in rising and sitting down: development of a questionnaire. *Arch Phys Med Rehabil* 1996;77: 663-9
61. Lindemann U, Claus H, Stuber M, Augat P ve ark. Measuring power during the sit-to-stand transfer. *Eur J Appl Physiol* 2003;89: 466–70
62. Feland JB, Hager R, Merrill RM. Sit to stand transfer: performance in rising power, transfer time and sway by age and sex in senior athletes. *Br J Sports Med* 2005;39:e39
63. Jones CJ, Rikli RE, Beam WC. A 30-s chair –stand test as a measure of lower body strength in community-residing older adults. *Res Q* 1999;70: 113–19.



64. Deforche BI, Hills AP, Worringham CJ, Davies PS ve ark. Balance and postural skills in normal-weight and overweight prepubertal boys. *Int J Pediatr Obes* 2008;29: 1-8
65. Lindemann U, Muche R, Stuber M, Zijlstra W ve ark. Coordination of strength exertion during the chair-rise movement in very old people. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2007;62(6): 636-40
66. Takayoshi Yamada T, Demura S. Influence of the relative difference in chair seat height according to different lower thigh length on floor reaction force and lower-limb strength during sit-to-stand movement. *J Physiol Anthropol Appl Human Sci* 2004;23: 197-203
67. Schenkman ML, Riley PO, Pieper C. Sit to stand from progressively lower seat heights: alterations in angular velocity. *Clin Biomech.*1996;11: 153-58
68. Weiner DK, Long R, Hughes MA ve ark. When older adults face the chair-rise challenge: a study of chair height availability and height-modified chair-rise performance in the elderly. *J Am Geriatr Soc*1993;41: 6-10
69. Munro BJ, Steele JR, Bashford GM ve ark. A kinematic and kinetic analysis of the sit-to-stand transfer using an ejector chair: implications for elderly rheumatoid arthritic patients. *J Biomech.*1998;31: 263-27
70. Su FC, Lai KA, Hong WH. Rising from chair after total knee arthroplasty. *Clin Biomech* 1998; 13: 176–81.
71. Arborelius UP, Wretenberg P, Lindberg F. The effects of armrests and high seat heights on lower-limb joint load and muscular activity during sitting and rising. *Ergonomics* 1992; 35: 1377–91.
72. Wheeler J, Woodward C, Ucovich RL, et al. Rising from a chair: influence of age and chair design. *Phys Ther.*1985;65: 22-26
73. Pai YC, Rogers MW. Speed variation and resultant joint torques during sit-to-stand. *Arch Phys Med Rehabil* 1991;72: 881–85
74. Hanke TA, Pai YC, Rogers MW. Reliability of measurements of body center-of-mass momentum during sit-to-stand in healthy adults *Phys Ther* 1995;75: 105-113
75. Shepherd RB, Koh HP. Some biomechanical consequences of varying foot placement in sit-to-stand in young women. *Scand J Rehabil Med* 1996;28: 79–88
76. Hughes MA, Weiner DK, Schenkman ML. Chair rise strategies in the elderly. *Clin Biomech* 1994;9: 187-92

77. Carr JH. Balancing the centre of body mass during standing up. *Physiother Theory Pract* 1992; 8: 159-64
78. Mourey F, Grishin A, D'athis P, Pozzo T ve ark. Standing up from a chair as a dynamic equilibrium task: a comparison between young and elderly subjects. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*.2000; 55(9): B425–B431
79. Fleckenstein SJ, Kirby RL, MacLeod DA. Effect of limited knee-flexion range on peak hip moments of force while transferring from sitting to standing. *J Biomech*.1988;21:915-18
80. Hughes MA, Myers BS, Schenkman ML. The role of strength in rising from a chair in the functionally impaired elderly. *J Biomech*.1996; 29: 1509-13.
81. Scarborough DM, Krebs DE, Harris BA. Quadriceps muscle strength and dynamic stability in elderly persons. *Gait Posture* 1999;10:10–20
82. Gali M, Crivellini M, Sibella F, Montesano A ve ark. Sit-to-stand movement analysis in obese subjects. *Int J Obes* 2000;24: 1488-92
83. Kerr KM, White JA, Mollan RAB, Baird HE. Rising from a chair: a review of the literature. *Physiotherapy* 1991;77(1): 15-17
84. Vanicek N, Strike S, McNaughton L, Polman R. Gait patterns in transtibial amputee fallers vs. non-fallers: Biomechanical differences during level walking. *Gait Posture* 2009;29: 415-20
85. Nadollek H, Brauer S, Isles R. Outcomes after trans-tibial amputation: the relationship between quiet stance ability, strength of hip abductor muscles and gait. *Physiother Theory Pract* 2002;7(4): 203–14
86. Hue O, Simoneau M, Marcotte J, Berrigan F ve ark. Body weight is a strong predictor of postural stability. *Gait Posture* 2007;26:32-38
87. Neurocom. Balance masters® system operator's manual. Clackamas, OR: Neurocom international inc., 2003, p. 233, 80-87.
88. Lázaro M, Cuesta F, León A, Sánchez C ve ark. Elderly patients with recurrent falls. Role of posturographic studies. *Med Clin (Barc)* 2005;124(6):207-10
89. Buckley JG, O'Driscoll D, Bennett SJ. Postural sway and active balance performance in highly active lower-limb amputees. *Am J Phys Med Rehabil* 2002;81:13–20
90. Martin HJ, Yule V, Syddall HE, Dennison EM, Cooper C, Aihie Sayer A. Is hand-held dynamometry useful for the measurement of quadriceps strength in older people? A comparison with the gold standard Bodex dynamometry. *Gerontology* 2006;52(3):154-9

91. Hedengren E, Knutson LM, Haglund-Akerlind Y, Hagelberg S. Lower extremity isometric joint torque in children with juvenile chronic arthritis. *Scand J Rheumatol*. 2001;30(2): 69-76
92. Bohannon RW. Reference values for extremity muscle strength obtained by hand-held dynamometry from adults aged 20 to 79 years. *Arch Phys Med Rehabil* 1997;78: 26-32
93. Kerr A, Durward B, Kerr KM. Defining phases for the sit-to-walk movement. *Clin Biomech* 2004;19: 385-90
94. Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture* 1995;3: 193-214
95. Silver-Thorn MB, Steege JW, Childress DS. A review of prosthetic interface stress investigations. *J Rehabil Res Develop* 1996;33(3): 253-66
96. Jones ME, Bashford GM, Bliokas VV. Weight-bearing, pain and walking velocity during primary transtibial amputee rehabilitation. *Clinical Rehabilitation* 2001;15:172-76
97. Gilleard W, Crosbie J, Smith R. Rising to stand from a chair: Symmetry, and frontal and transvers plane kinematics and kinetics. *Gait Posture* 2008;27: 8-15
98. Burke MJ, Roman V, Wright V. Bone and joint changes in lower limb amputees. *Ann Rheum Dis* 1978;37(3): 252-4
99. Hurley GRB, McKenney R, Robinson M, Zadavec M ve ark. The role of the contralateral limb in trans-tibial amputee gait. *Prosthet Orthot Int* 1990;14: 33-42
100. Brach JS, Kriska AM, Newman AB, Vanswearingen JM. A new approach of measuring muscle impairment during functional task: quadriceps femoris muscle activity recorded during chair stand. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2001;56:M767-M770
101. Bohannon RW. Body weight-normalized knee extension strength explains sit-to-stand independence: a validation study. *The journal of strength and conditioning research* 2009;23: 309-11
102. Dall PM, Kerr A. Frequency of sit to stand task: An observational study of free-living adults. *Applied Ergonomics* 2009; doi:10.1016/j.apergo.2009.04.005

**Ek-1****BİLGİLENDİRİLMİŞ ONAM FORMU (Olgu grubu)**

Bu katıldığınız araştırma bilimsel bir araştırma olup adı “Diz Altı Amputelerde Oturmadan Ayağa Kalkma Aktivitesinin Değerlendirilmesi ve Diz Ekstansör Momenti İle İlişkisi ”’dir.

Amputasyon (herhangi bir nedenle vücuda ait herhangi bir uzvun cerrahi olarak alınması işlemi) nedeniyle vücudun yerle temasını sağlayan ayak-ayak bileği ve bunlara ait kaslarınızın olmaması günlük yaşamda yapmaya çalıştığınız bazı aktivitelerde zorluklara neden olabilmektedir. Sandalyeden ayağa kalkma ve sandalyeye oturma aktiviteleri gün boyunca birçok defa gerçekleştirilmektedir. Kişilerin fiziksel olarak bağımsız bir yaşam sürdürebilmeleri için bu aktiviteleri zorlanmadan yapabilmeleri önemlidir. Bu aktiviteler yürüme ve merdiven çıkmaya göre eklemlerinizde daha fazla hareket açıklığı ve daha fazla iş gerektirmektedir. Bu nedenle değerlendirilmesi büyük önem taşımaktadır.

Bu araştırma; diz altı amputelerde sandalyeden ayağa kalkma aktivitesini - bu aktivite sırasındaki dengeyi incelemek ve dizi düz pozisyonda tutmaya yarayan kas kuvvetinin bu aktiviteyle ilişkisini belirlemek amacıyla yapılacaktır.

Araştırmaya Ağustos 2008 – Şubat 2009 tarihleri arasında Dokuz Eylül Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu’na yönlendirilmiş diz altı amputelerin tümü (araştırmaya dahil olma kriterlerine uygun) alınacaktır. Sandalyeden ayağa kalkma aktivitesinin diz altı amputeler ve sağlıklı kişilerde karşılaştırılması için de aynı tarihler arasında amputasyonu bulunmayan sağlıklı kişiler de değerlendirilecektir.

Bu araştırma ile ilgili olarak sizden değerlendirme sırasında şort giymeniz ve değerlendirmeye zamanında gelmeniz istenecektir. Değerlendirmeler Dokuz Eylül Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu Hareket Analizi ve Denge Laboratuvarı’nda gerçekleştirilecektir. Araştırmada değerlendirmeler için bir defa gelmeniz yeterli olacaktır ve değerlendirmelerin tümü ortalama olarak 30-45 dakika (sistem ve değerlendirilecek kişilerin hazırlanması göre değişiklik gösterebilir) sürecektir. Değerlendirmede bilgisayara bağlı bir sistem olan özel bir platform üzerine yerleştirilmiş tabureye oturup kalkmanız istenecektir. Ayrıca başka bir sistemle dizinizi düz pozisyona getirmenizi sağlayan kas kuvvetiniz ölçülecektir. Değerlendirmeler sırasında karşılaşılabileceğiniz herhangi bir rahatsızlık ve risk bulunmamaktadır. Böyle bir sorun olması durumunda değerlendirmelerinizin yapıldığı binaya yakın mesafede bulunan Dokuz Eylül Üniversitesi Hastanesi’ne ulaştırılmanız sağlanacaktır. Araştırma ve değerlendirmeler ile ilgili tüm konularda fizyoterapistte aşağıda belirtilen telefonlardan ulaşabilir ve gerekli yardımı alabilirsiniz. Bu araştırmada yer almanız nedeniyle size hiçbir ödeme

yapılmayacaktır. Ayrıca bu araştırma kapsamındaki bütün değerlendirmeler için sizden veya bağlı bulunduğunuz sosyal güvenlik kuruluşundan hiçbir ücret istenmeyecektir.

Bu araştırmada yer almak tamamen sizin isteğinize bağlıdır. Araştırmada yer almayı reddedebilirsiniz ya da herhangi bir aşamada araştırmadan ayrılabilirsiniz; bu durum bundan sonraki tıbbi bakımınızı engellemeyecektir, sizin yararlarınıza engel duruma yol açmayacaktır. Araştırmacı bilginiz dahilinde veya isteğiniz dışında, değerlendirme programını aksatmanız veya araştırmaya ters düşen başka durumlar ve buna benzer nedenlerle sizi araştırmadan çıkarabilir.

Araştırmaya katılmak bu süre içinde size yönelik tıbbi bir yarar veya zarar sağlamayacaktır. Yapılan değerlendirme sandalyeden kalkma aktivitesinin rahat yapılabilmesi için gerekli olan uygun egzersiz programının çizilmesine katkı sağlayacaktır.

Araştırmaya ait tüm değerlendirme ve kişisel bilgileriniz gizli tutulacaktır, ancak kurumun yerel etik kurul komitesi, Sağlık Bakanlığı ve resmi makamlar gerektiğinde bilgilerinize ulaşabilir. Siz de istediğinizde kendinize ait bilgilere ulaşabilirsiniz. Araştırma verileriniz herhangi bir yayın ve raporda kullanılırken burada isminiz kullanılmayacak ve veriler izlenerek size ulaşılmayacaktır.

**Yukarıda yer alan ve araştırmaya başlanmadan önce gönüllüye verilmesi gereken bilgileri okudum ve sözlü olarak dinledim. Aklıma gelen tüm soruları araştırmacıya sordum, yazılı ve sözlü olarak bana yapılan tüm açıklamaları ayrıntılarıyla anlamış bulunmaktayım. Bu koşullarla söz konusu araştırmaya kendi rızamla gönüllü olarak, hiçbir baskı ve zorlama olmaksızın katılmayı kabul ediyorum.**

**Katılımcının;**

Adı-Soyadı:

Adresi:

Tarih:

Telefon:

İmza:

**Velayet veya vesayet altında bulunanlar için veli veya vasinin;**

Adı-Soyadı:

Adresi:

Tarih:

Telefon:

İmza:

**Açıklamaları yapan araştırmacının;**

Adı-Soyadı: Seher ÖZYÜREK

Adres: Dokuz Eylül Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu İnciraltı/İZMİR

Telefon: 412 49 42 – 0506 715 53 35

Tarih:

İmza:

**Olur Alma İşlemine Başından Sonuna Kadar Tanıklık Eden Kuruluş Görevlisinin ;**

Adı Soyadı: Doç. Dr. Salih ANGIN

Tarih:

İmza:

## **BİLGİLENDİRİLMİŞ ONAM FORMU (Kontrol grubu)**

Bu katıldığınız araştırma bilimsel bir araştırma olup adı ‘‘Diz Altı Amputelerde Oturmadan Ayağa Kalkma Aktivitesinin Değerlendirilmesi ve Diz Ekstansör Momenti İle İlişkisi’’dir.

Amputasyon (herhangi bir nedenle vücuda ait herhangi bir uzvun cerrahi olarak alınması işlemi) nedeniyle vücudun yerle temasını sağlayan ayak-ayak bileği ve bunlara ait kasların olması (diz altı seviyeden amutasyon yapılan kişilerde) olmaması günlük yaşamda yapmaya çalışılan bazı aktivitelerde zorluklara neden olabilmektedir. Sandalyeden ayağa kalkma ve sandalyeye oturma aktiviteleri gün boyunca birçok defa gerçekleştirilmektedir. Kişilerin fiziksel olarak bağımsız bir yaşam sürdürebilmeleri için bu aktiviteleri zorlanmadan yapabilmeleri önemlidir. Bu aktiviteler yürüme ve merdiven çıkmaya göre eklemlerinizde daha fazla hareket açıklığı ve daha fazla iş gerektirmektedir. Bu nedenle değerlendirilmesi büyük önem taşımaktadır.

Bu araştırma; diz altı amputelerde sandalyeden ayağa kalkma aktivitesini - bu aktivite sırasındaki dengeyi incelemek ve dizi düz pozisyonda tutmaya yarayan kas kuvvetinin bu aktiviteyle ilişkisini belirlemek amacıyla yapılacaktır.

Araştırmaya Ağustos 2008 – Şubat 2009 tarihleri arasında Dokuz Eylül Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu’na yönlendirilmiş diz altı amputelerin tümü (araştırmaya dahil olma kriterlerine uygun) alınacaktır. Sandalyeden kalkma aktivitesinin diz altı amputelerde, sağlıklı kişilere göre ne kadar farklılık gösterdiğini belirlemek için aynı tarihler arasında amputasyonu bulunmayan sizin gibi sağlıklı kişiler de değerlendirilecektir.

Bu araştırma ile ilgili olarak sizden değerlendirme sırasında şort giymeniz ve değerlendirmeye zamanında gelmeniz istenecektir. Değerlendirmeler Dokuz Eylül Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu Hareket Analizi ve Denge Laboratuvarı’nda gerçekleştirilecektir. Araştırmada değerlendirmeler için bir defa gelmeniz yeterli olacaktır ve değerlendirmelerin tümü ortalama olarak 30-45 dakika (sistem ve değerlendirilecek kişilerin hazırlanması göre değişiklik gösterebilir) sürecektir. Değerlendirmede bilgisayara bağlı bir sistem olan özel bir platform üzerine yerleştirilmiş tabureye oturup kalkmanız istenecektir. Ayrıca başka bir sistemle dizinizi düz pozisyona getirmenizi sağlayan kas kuvvetiniz ölçülecektir. Değerlendirmeler sırasında karşılaşılabileceğiniz herhangi bir rahatsızlık ve risk bulunmamaktadır. Böyle bir sorun olması durumunda değerlendirmelerinizin yapıldığı binaya yakın mesafede bulunan Dokuz Eylül Üniversitesi Hastanesi’ne ulaştırılmanız sağlanacaktır. Araştırma ve değerlendirmeler ile ilgili tüm konularda fizyoterapistte aşağıda belirtilen telefonlardan ulaşabilir ve gerekli yardımı alabilirsiniz. Bu araştırmada yer almanız nedeniyle size hiçbir ödeme

yapılmayacaktır. Ayrıca bu araştırma kapsamındaki bütün değerlendirmeler için sizden veya bağlı bulunduğunuz sosyal güvenlik kuruluşundan hiçbir ücret istenmeyecektir.

Bu araştırmada yer almak tamamen sizin isteğinize bağlıdır. Araştırmada yer almayı reddedebilirsiniz ya da herhangi bir aşamada araştırmadan ayrılabilirsiniz; bu durum bundan sonraki tıbbi bakımınızı engellemeyecektir, sizin yararlarınıza engel duruma yol açmayacaktır. Araştırmacı bilginiz dahilinde veya isteğiniz dışında, değerlendirme programını aksatmanız veya araştırmaya ters düşen başka durumlar ve buna benzer nedenlerle sizi araştırmadan çıkarabilir. Araştırmaya katılmak bu süre içinde size yönelik tıbbi bir yarar veya zarar sağlamayacaktır. Yapılan değerlendirme diz altı amputelerde sandalyeden kalkma aktivitesinin rahat yapılabilmesi için gerekli olan uygun egzersiz programının çizilmesine katkı sağlayacaktır. Araştırmaya ait tüm değerlendirme ve kişisel bilgileriniz gizli tutulacaktır, ancak kurumun yerel etik kurul komitesi, Sağlık Bakanlığı ve resmi makamlar gerektiğinde bilgilerinize ulaşabilir. Siz de istediğinizde kendinize ait bilgilere ulaşabilirsiniz. Araştırma verileriniz herhangi bir yayın ve raporda kullanılırken burada isminiz kullanılmayacak ve veriler izlenerek size ulaşılmayacaktır.

**Yukarıda yer alan ve araştırmaya başlanmadan önce gönüllüye verilmesi gereken bilgileri okudum ve sözlü olarak dinledim. Aklıma gelen tüm soruları araştırmacıya sordum, yazılı ve sözlü olarak bana yapılan tüm açıklamaları ayrıntılarıyla anlamış bulunmaktayım. Bu koşullarla söz konusu araştırmaya kendi rızamla gönüllü olarak, hiçbir baskı ve zorlama olmaksızın katılmayı kabul ediyorum.**

**Katılımcının;**

Adı-Soyadı:

Adresi:

Tarih:

Telefon:

İmza:

**Velayet veya vesayet altında bulunanlar için veli veya vasinin;**

Adı-Soyadı:

Adresi:

Tarih:

Telefon:

İmza:

**Açıklamaları yapan araştırmacının;**

Adı-Soyadı: Seher ÖZYÜREK

Adres: Dokuz Eylül Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu İnciraltı/İZMİR

Telefon: 412 49 42 – 0506 715 53 35

Tarih:

İmza:

**Olur Alma İşlemine Başından Sonuna Kadar Tanıklık Eden Kuruluş Görevlisinin ;**

Adı Soyadı: Doç. Dr. Salih ANGIN

Tarih:

İmza:

## Ek-2 Etik Kurul Raporu

### DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ KLİNİK VE LABORATUVAR ARAŞTIRMALARI ETİK KURULU

Tarih ve Sayı: 07.11.2008/384

#### Etik Kurul Üyeleri


Prof.Dr.A. Arzu SAYINER  
Prof.Dr.Tuğç ALKIN  
Prof.Dr.Mustafa SEÇİL  
Doç.Dr.M.Hakan ÖZDEMİR  
Doç.Dr.Vesile ÖZTÜRK  
Doç.Dr.Murat DUMAN  
Doç.Dr.Güven ASLAN  
Yardı.Doç.Dr.Murat ÖRMEN  
Öğr.Gör.Uzm.Dr.Ahmet Can BİLGIN  
Yanus KARSLI

#### DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ DEKANLIĞINA,

Etik Kurulumuzun 06 Kasım 2008 tarih ve 01/21/2008 no.lu toplantısında 325/2008 Protokol numaralı Sağlık Bilimleri Fak. Müdürlüğü Dahı Öğretim Üyelerinden Doç.Dr.Salih ANGIN'ın proje yöneticisi ve Yüksek Lisans Öğrencisi Selma ÖZYÜREK'in seramika olduğu, "Diz altı amputelerde fonksiyon olarak sandalyeden ayağa kalkma aktivitesinin analizi" isimli projenin uygulanmasında etik açıdan sakınca yoktur.

Katılanların oy birliği ile karar verilmiştir.

Bilgilerinizi ve gereğini arz ederim.

  
Prof. Dr.A.Arzu SAYINER  
Klinik ve Laboratuvar Araştırmaları  
Etik Kurul Başkanı

Etik Kurul Sekreteri  
Hatice İGÇİ

Tel: 0232 412 22 54



**DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ  
KLİNİK VE LABORATUVAR ARAŞTIRMALARI ETİK KURULU**

**Etik Kurul Üyeleri**

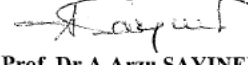
Prof.Dr.A.Arzu SAYINER  
Prof.Dr.Tunç ALKIN  
Prof.Dr.Mustafa SEÇİL  
Doç.Dr.M.Hakan ÖZDEMİR  
Doç.Dr.Vesile ÖZTÜRK  
Doç.Dr.Murat DUMAN  
Doç.Dr.Güven ASLAN  
Doç.Dr.Servet AKAR  
Yard.Doç.Dr.Murat ÖRMEN  
Öğr.Gör.Üzm.Dr.Ahmet Can BİLGİN  
Yunus KARSLI

**DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ DEKANLIĞINA,**

Etik Kurulumuzun 30 Nisan 2009 tarih ve 10/09/2009 no.lu toplantısında; 325/2008 Protokol numaralı Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü Dalı Öğretim Üyelerinden Doç.Dr.Salih ANGIN'ın proje yöneticisi ve Yüksek Lisans öğrencisi Seher ÖZYÜREK'in sorumlusu olduğu, "Diz altı amputerlerde fonksiyon olarak sandalyeden ayağa kalkma aktivitesinin analizi" isimli proje isminin "Diz altı amputerlerde oturmadan ayağa kalkma aktivitesinin değerlendirilmesi ve diz ekstansör momenti ile ilişkisi" olarak değiştirilmesi uygun bulunmuştur.

Katılanların oy birliği ile karar verilmiştir.

Bilgilerinizi ve gereğini arz ederim.



**Prof. Dr.A.Arzu SAYINER**  
Klinik ve Laboratuvar Araştırmaları  
Etik Kurul Başkanı

**Etik Kurul Sekreteri**  
Hatice İÇCİ

Tel: 0232 412 22 54

Ek-3

## DEĞERLENDİRME FORMU (olgu grubu)

Değerlendirme Tarihi:

Adı Soyadı:

Doğum Tarihi:

Cinsiyet: K / E

Boy:

BA:

BKİ:

Öğrenim Durumu:

Meslek:

Medeni Hali:

Adres:

Tel:

Ampute ekstremite: R / L

Dominant ekstremite: R/L

Amputasyon nedeni:

Amputasyon tarihi:

Protez kullanım süresi:

Kaçıncı protezi:

Soket tipi:

Ayak tipi:

Hikaye:

Önceki FTR hikayesi:

Özgeçmiş:

Egzersiz alışkanlığı:

Alkol kullanımı:

Medikasyon:

Güçük uzunluk ölçümü (medial tibial plato – küçük kemik ucu):

Sağlam taraf bacak uzunluk ölçümü (medial tibial plato – medial malleol):

Quadriceps femoris kas kuvveti:

	Ampute taraf	Sağlam taraf	
		güçük ile aynı seviye	malleollerin proksimali
QF kas kuvveti			

Oturmadan ayağa kalkma aktivitesi:

ağırlık aktarma süresi (saniye)	
postural salınım hızı (derece/s)	
ağırlık taşıma asimetrisi (%)	
ayağa kalkma indeksi (% beden ağırlığı)	

# DEĞERLENDİRME FORMU

(kontrol grubu)

Değerlendirme Tarihi:

Adı Soyadı:

Doğum Tarihi:

Cinsiyet: K / E

Boy:

BA:

BKİ:

Öğrenim Durumu:

Meslek:

Medeni Hali:

Adres:

Dominant ekstremit: R/L

Tel:

Özgeçmiş:

Egzersiz alışkanlığı:

Alkol kullanımı:

Medikasyon:

Bacak uzunluk ölçümü:

	R	L
(medial tibial plato-medial malleol)		

Quadriceps femoris kas kuvveti:

	dominant ekstremit	dominant olmayan ekstremit
QF kas kuvveti		

Oturmadan ayağa kalkma aktivitesi:

ağırlık aktarma süresi (saniye)	
postural salınım hızı (derece/s)	
ağırlık taşıma asimetrisi (%)	
ayağa kalkma indeksi (% beden ağırlığı)	

#### Ek-4 Fotoğraf izin belgesi

Seher Özyürek'in 'Diz Altı Amputerlerde Oturmadan Ayağa Kalkma Aktivitesinin Değerlendirilmesi ve Diz Ekstansör Momenti İle İlişkisi' başlıklı yüksekisans tezi için fotoğraflarının çekilmesine ve tezde kullanılmasına izin veriyorum.

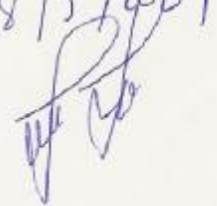
Adı Soyadı:

H. KADRİ GÜR GÜR



Tarih:

8/5/2009



Seher Özyürek'in 'Diz Altı Amputerlerde Oturmadan Ayağa Kalkma Aktivitesinin Değerlendirilmesi ve Diz Ekstansör Momenti İle İlişkisi' başlıklı yüksekisans tezi için fotoğraflarının çekilmesine ve tezde kullanılmasına izin veriyorum.

Adı Soyadı:

A.S



Tarih: 26.03.2009