

**T.C.  
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**TRANSTİBİAL AMPUTASYONU OLAN BİREYLERDE SPİNAL  
STABİLİZASYON EGZERSİZLERİNİN ENERJİ HARCAMASI  
ÜZERİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

**Uzm. Fzt. Senay ÇEREZCİ DUYGU**

**Protez – Ortez ve Biyomekani Programı  
DOKTORA TEZİ**

**ANKARA  
2020**



**T.C.  
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**TRANSTİBİAL AMPUTASYONU OLAN BİREYLERDE SPİNAL  
STABİLİZASYON EGZERSİZLERİNİN ENERJİ HARCAMASI  
ÜZERİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

**Uzm. Fzt. Senay ÇEREZCİ DUYGU**

**Protez – Ortez ve Biyomekani Programı  
DOKTORA TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI  
Prof. Dr. Fatih ERBAHÇECİ**

**ANKARA  
2020**

**ONAY SAYFASI****HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ****SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ****TRANSTİBİAL AMPUTASYONU OLAN BİREYLERDE SPİNAL STABİLİZASYON  
EGZERSİZLERİNİN ENERJİ HARCAMASI ÜZERİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ****Senay ÇEREZCİ DUYGU****Danışman: Prof. Dr. Fatih ERBAHÇECİ**

Bu tez çalışması 17.12.2020 tarihinde jürimiz tarafından "Protez-Ortez ve Biyomekani Programı"nda doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

**Jüri Başkanı:** Prof. Dr. F. Gül Yazıcıoğlu (imza)

*Hacettepe Üniversitesi*

**Üye:** Prof. Dr. Kezban Bayramlar (imza)

*Hasan Kalyoncu Üniversitesi*

**Üye:** Prof. Dr. Zafer Erden (imza)

*Hacettepe Üniversitesi*

**Üye:** Prof. Dr. Baran Yosmaoğlu (imza)

*Başkent Üniversitesi*

**Üye:** Doç. Dr. Gürsoy Coşkun (imza)

*Hacettepe Üniversitesi*

Bu tez, Hacettepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri tarafından uygun bulunmuştur.

*Prof. Dr. Diclehan ORHAN*

**Enstitü Müdürü**

## YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Enstitü tarafından onaylanan lisansüstü tezimin/raporumun tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı (kağıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma iznini Hacettepe Üniversitesine verdiğimi bildiririm. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanım hakları bana ait olacaktır.

Tezin kendi orijinal çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlu metinlerin yazılı izin alınarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

Yükseköğretim Kurulu tarafından yayınlanan “**Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge**” kapsamında tezim aşağıda belirtilen koşullar haricince YÖK Ulusal Tez Merkezi / H.Ü. Kütüphaneleri Açık Erişim Sisteminde erişime açılır.

- o Enstitü / Fakülte yönetim kurulu kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren 2 yıl ertelenmiştir. <sup>(1)</sup>
- o Enstitü / Fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren 6 ay ertelenmiştir. <sup>(2)</sup>
- o Tezimle ilgili gizlilik kararı verilmiştir.

...../...../.....

**Uzm. Fzt. Senay ÇEREZCİ DUYGU**

1 “*Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge*”

- (1) *Madde 6. 1. Lisansüstü teze ilgili patent başvurusu yapılması veya patent alma sürecinin devam etmesi durumunda, tez danışmanının önerisi ve enstitü anabilim dalının uygun görüşü üzerine enstitü veya fakülte yönetim kurulu iki yıl süre ile tezin erişime açılmasının ertelenmesine karar verebilir.*
- (2) *Madde 6. 2. Yeni teknik, materyal ve metotların kullanıldığı, henüz makaleye dönüşmemiş veya patent gibi yöntemlerle korunmamış ve internetten paylaşılması durumunda 3. şahıslara veya kurumlara haksız kazanç imkanı oluşturabilecek bilgi ve bulguları içeren tezler hakkında tez danışmanının önerisi ve enstitü anabilim dalının uygun görüşü üzerine enstitü veya fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile altı ayı aşmamak üzere tezin erişime açılması engellenebilir.*
- (3) *Madde 7. 1. Ulusal çıkarları veya güvenliği ilgilendiren, emniyet, istihbarat, savunma ve güvenlik, sağlık vb. konulara ilişkin lisansüstü tezlerle ilgili gizlilik kararı, tezin yapıldığı kurum tarafından verilir. \* Kurum ve kuruluşlarla yapılan işbirliği protokolü çerçevesinde hazırlanan lisansüstü tezlere ilişkin gizlilik kararı ise, ilgili kurum ve kuruluşun önerisi ile enstitü veya fakültenin uygun görüşü üzerine üniversite yönetim kurulu tarafından verilir. Gizlilik kararı verilen tezler Yükseköğretim Kuruluna bildirilir. Madde 7.2. Gizlilik kararı verilen tezler gizlilik süresince enstitü veya fakülte tarafından gizlilik kuralları çerçevesinde muhafaza edilir, gizlilik kararının kaldırılması halinde Tez Otomasyon Sistemine yüklenir*

*\* Tez danışmanının önerisi ve enstitü anabilim dalının uygun görüşü üzerine enstitü veya fakülte yönetim kurulu tarafından karar verilir.*

## **ETİK BEYAN**

Bu çalışmadaki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu, kullandığım verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı, yararlandığım kaynaklara bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu, tezimin kaynak gösterilen durumlar dışında özgün olduğunu, Prof. Dr. Fatih ERBAHÇECİ danışmanlığında tarafımdan üretildiğini ve Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Yönergesi'ne göre yazıldığını beyan ederim.

**Uzm. Fzt. Senay ÇEREZCİ DUYGU**

## TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca değerli bilgileriyle bana yol gösteren, doktora tezinin konusunun belirlenmesinde, içeriğinin düzenlenmesinde, tez sonuçlarının yorumlanmasında değerli katkıları ve desteklerinden dolayı danışman hocam Prof. Dr. Fatih ERBAHÇECİ'ye teşekkürlerimi sunarım.

Çalışma ve eğitim hayatım süresince destek veren Başkent Üniversitesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölüm Başkanı Prof. Dr. Hayri Baran YOSMAOĞLU'na teşekkürlerimi sunarım.

Bütün eğitim sürecim boyunca her konuda bana destek olan ve her zaman bana güvenen hocalarım Prof. Dr. Kezban BAYRAMLAR'a ve Doç. Dr. Bahar ANAFOROĞLU'na teşekkürlerimi sunarım.

Tez bulgularının yayınlanması sürecinde yön gösteren, yardım ve desteklerini esirgemeyen hocam Prof. Dr. Gül BALTACI'ya teşekkürlerimi sunarım.

Tezim süresince bana yardımcı olan ve yön gösteren, yardım ve desteklerini esirgemeyen hocalarım Doç. Dr. Neslihan DURUTÜRK'e, Doç. Dr. Oya ÜMİT YEMİŞÇİ'ye, Doç. Dr. Aydan AYTAR'a ve Doç. Dr. Özlem YÜRÜK'e teşekkürlerimi sunarım.

Teze ait istatistik ve yorumlardaki katkılarından dolayı Dr. Fzt. Aydın MERİÇ'e ve Doç. Dr. Nihan ÖZÜNLÜ PEKYAVAŞ'a teşekkürlerimi sunarım.

Tezimin her aşamasında manevi desteğini hissettiğim değerli arkadaşlarım Uzm. Fzt. Ceyda SEVİNÇ'e, Uzm. Fzt. Özüm Melis VATANSEVER'e, Fzt. Merve ERCAN'a, Uzm. Fzt. Furkan ÖZDEMİR'e ve Uzm. Fzt. Halime Ceren YILDIZ'a teşekkürlerimi sunarım.

Çalışmaya destek vermeyi gönüllü olarak kabul eden bütün hastalarım teşekkürlerimi sunarım.

Her anımda yanımda olan, sevgisini, desteğini ve güvenini devamlı hissettiren, Bionic Center Protez Ortez Uyguluma Merkezi kurucusu sevgili eşim Çağıl Ertan DUYGU'ya sonsuz sevgi ve teşekkürlerimi sunarım.

Bu günlere gelmemi sağlayan, maddi ve manevi desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen annem Nazan ÇEREZCİ ve babam Mustafa Sinan ÇEREZCİ'ye sonsuz sevgi ve teşekkürlerimi sunarım.

## ÖZET

**Çerezci Duygu, S. Transtibial Amputasyonu Olan Bireylerde Spinal Stabilizasyon Egzersizlerinin Enerji Harcaması Üzerine Etkisinin İncelenmesi. Hacettepe Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protez-Ortez ve Biyomekani Programı, Doktora Tezi, Ankara, 2020.** Bu çalışmanın amacı, unilateral transtibial amputasyonu olan bireylerde klasik fizyoterapi programı (dinamik egzersizler, denge, genel kuvvetlendirme egzersizleri) ile birlikte uygulanan spinal stabilizasyon egzersizlerinin derin spinal kasların stabilizasyon kuvveti, enerji harcaması, egzersiz kapasitesi, yorgunluk, fonksiyonel mobilite ve protezle algılanan mobilite düzeyi üzerine etkisini araştırmaktır. Çalışmaya yaş ortalaması  $38,61 \pm 9,11$  yıl olan 18 transtibial amputasyonu olan birey dâhil edildi. Bireyler rastgele atama ile grup 1 ve grup 2 olmak üzere iki gruba ayrıldı. Grup 1'deki bireylere 8 hafta boyunca klasik fizyoterapi programı, Grup 2'deki bireylere ise klasik fizyoterapi programı ile beraber spinal stabilizasyon egzersiz eğitimi uygulandı. Egzersiz eğitiminin başında ve sonunda yapılan değerlendirmede; maksimal enerji harcaması (kcal/h) ve egzersiz kapasitesi (mL/kg/dk) "6 Dakika Adımlayıcı Testi" (6DAT) sırasında portatif egzersiz testi cihazı ile değerlendirildi. Yorgunluk değerlendirmesi 6DAT öncesi ve sonrasında "Modifiye Borg Skalası" ile yapıldı. Derin spinal kasların stabilizasyon kuvveti (mmHg) "Basınç Geribildirim Ünitesi" ile değerlendirildi. Fonksiyonel mobilite "Sürekli Kalk Yürü Testi" ile ve protezin algılanan mobilite düzeyine etkisi "Protez Değerlendirme Anketi"nin "Mobilite" alt skalası ile değerlendirildi. Grup içi karşılaştırmalarda, her iki grupta da derin spinal kasların stabilizasyon kuvveti, maksimal enerji harcaması ve egzersiz kapasitesi değerlerindeki egzersiz programı sonrası lehinde anlamlı bulundu ( $p<0,05$ ). Gruplar arası karşılaştırmada, derin spinal kasların stabilizasyon kuvvetinde, algılanan mobilite düzeyinde, maksimum enerji harcamasında ve egzersiz kapasitesindeki değişim spinal stabilizasyon egzersizleri uygulanan grup lehine anlamlı bulundu ( $p<0,05$ ). Bu çalışmanın sonucunda hem klasik fizyoterapi programının hem spinal stabilizasyon egzersizlerinin değerlendirilen parametrelere olumlu etkisi bulunmakla birlikte, spinal stabilizasyon eğitiminin ampute rehabilitasyon programı içerisinde yer almasının önemli olduğu tespit edilmiştir. Çalışmamızda, rehabilitasyon programına spinal stabilizasyon egzersizlerinin eklenmesinin egzersiz kapasitesini, yorgunluk oluşmadan kullanılabilen enerji miktarını ve algılanan mobilite düzeyini arttırdığı görülmüştür. Çalışmamız alanda çalışan profesyoneller için yol gösterici olacaktır. İleride planlanacak çalışmaların farklı amputasyon nedenlerinde, farklı amputasyon seviyelerinde ve daha fazla kişi sayısı ile yapılmasının bu alana katkı sağlayacağı düşünülmektedir.

**Anahtar Kelimeler:** ampute, rehabilitasyon, spinal stabilizasyon, metabolik harcama



## ABSTRACT

**Çerezci Duygu, S. The Effects of Spinal Stabilization Exercises on Energy Expenditure in Individuals With Transtibial Amputation. Hacettepe University, Graduate School of Health Sciences, Prosthetics-Orthotics and Biomechanics Program, PhD Thesis, Ankara, 2020.** The aim of this study is to investigate the effect of spinal stabilization exercises applied together with the classical physiotherapy program on the stabilization strength of deep spinal muscles, energy expenditure, exercise capacity, fatigue, functional mobility and perceived mobility level with the prosthesis in individuals with unilateral transtibial amputation. Eighteen individuals with transtibial amputation with a mean age of  $38.61 \pm 9.11$  years were included in the study. Individuals were divided into two groups as group 1 and group 2 randomly. Classical physiotherapy program was applied to individuals in Group 1 for 8 weeks, and spinal stabilization exercise training was applied to individuals in Group 2 together with classical physiotherapy program. At the beginning and end of exercise training; Maximal energy expenditure (kcal/h) and exercise capacity (mL/kg/min) were evaluated during the "6 Minute Stepper Test" (6DST) using a portable exercise tester. Fatigue assessment was done before and after 6DST with the "Modified Borg Scale". The stabilization strength of the deep spinal muscles (mmHg) was evaluated with the "Pressure Biofeedback Unit". Functional mobility was evaluated with the "Timed Up and Go Test" and the effect of the prosthesis on the perceived mobility level with the "Mobility" subscale of the "Prosthesis Evaluation Questionnaire". In the intergroup comparisons, the change in the stabilization strength of deep spinal muscles, maximal energy expenditure and exercise capacity values were found to be statistically significant in both groups ( $p < 0.05$ ). In the comparison between groups, the changes in the stabilization strength of deep spinal muscles, perceived mobility level, maximum energy expenditure and exercise capacity were found to be significant in favor of the group in which spinal stabilization exercises were applied ( $p < 0.05$ ). As a result of this study, it was determined that although both the classical physiotherapy program and spinal stabilization exercises had a positive effect on the parameters evaluated, spinal stabilization training should be included in the amputatee rehabilitation program. In our study, it was observed that the addition of spinal stabilization exercises to the rehabilitation program increased the exercise capacity, the amount of energy available without fatigue, and the perceived mobility level. Our study will be a guide for professionals working in the field. It is thought that planning and conducting studies in the future for different amputation reasons, with different amputation levels and with a higher number of people will contribute to this field.

**Keywords:** amputee, rehabilitation, spinal stabilization, metabolic cost

## İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	iv
ETİK BEYAN	v
TEŞEKKÜR	vi
ÖZET	vii
ABSTRACT	viii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR	xi
ŞEKİLLER	xii
TABLolar	xiii
<b>1. GİRİŞ</b>	1
<b>2. GENEL BİLGİLER</b>	3
2.1. Alt Ekstremitte Amputasyonları	3
2.1.1. Transtibial Amputasyonlar	3
2.2. Amputasyonun Fiziksel ve Fizyolojik Etkileri	4
2.2.1. Ambulasyonun Metabolik Etkilerini Değerlendirmek için Kullanılan Ölçümler	5
2.2.2. Amputasyonu Olan Bireylerde Ambulasyonun Metabolik Enerji Maliyeti	8
2.2.3. Enerji Harcamasının Ölçülmesi	10
2.3. Spinal Sistem	13
2.3.1. Spinal Stabilizasyon	13
2.3.2. Gövdenin “Core” Stabilizasyonu	15
2.3.3. M. Multifidus	18
2.3.4. M. Transversus Abdominus	20
2.3.5. Spinal Stabilizasyonun Değerlendirilmesi	21
2.4. Amputasyonu Olan Bireylerde Spinal Stabilizasyon	22
<b>3. GEREÇ VE YÖNTEM</b>	26
3.1. Araştırma Grupları	26
3.1.1. Dâhil Edilme Kriterleri	26
3.1.2. Dâhil Edilmeme Kriterleri	27

3.2. Yöntem	27
3.2.1. Katılımcıların Değerlendirilmesi	28
3.2.2. Egzersiz Programı	35
3.3. İstatistiksel Analiz	40
<b>4. BULGULAR</b>	42
<b>5. TARTIŞMA</b>	49
<b>6. SONUÇ ve ÖNERİLER</b>	67
<b>7. KAYNAKLAR</b>	70
<b>8. EKLER</b>	
EK 1. Etik Kurul Karar Formu	
EK 2. Modifiye Borg Skalası	
EK 3. Protez Değerlendirme Anketi	
EK 4. Orjinallik Ekran Çıktısı	
EK 5. Dijital Makbuz	
<b>9. ÖZGEÇMİŞ</b>	

## SİMGELER VE KISALTMALAR

<b>6DAT</b>	: 6 Dakika Adımlayıcı Testi
<b>6DYT</b>	: 6 Dakika Yürüme Testi
<b>ADIM</b>	: Abdominal İçe Alma Manevrası ( <i>Abdominal Drawing-In Manuever</i> )
<b>BGU</b>	: Basınç Geribildirim Ünitesi
<b>bpm</b>	: Dakika Başına Düşen Vuruş Sayısı
<b>CO<sub>2</sub></b>	: Karbondioksit
<b>dk</b>	: Dakika
<b>EH</b>	: Enerji Harcaması
<b>h</b>	: Saat
<b>kcal</b>	: Kilokalori
<b>kg</b>	: Kilogram
<b>KH</b>	: Kalp Hızı
<b>m</b>	: Metre
<b>MaksEH</b>	: Maksimum Enerji Harcaması Miktarı
<b>MaksVO<sub>2</sub></b>	: Maksimum Oksijen Tüketim Miktarı
<b>mL</b>	: Mililitre
<b>mmHg</b>	: Milimetre Civa
<b>O<sub>2</sub></b>	: Oksijen
<b>p</b>	: İstatistiksel Yanılma Düzeyi
<b>PDA</b>	: Protez Değerlendirme Anketi
<b>PDA-M</b>	: Protez Değerlendirme Anketi- Mobilite
<b>SKYT</b>	: Süreli Kalk Yürü Testi
<b>sn</b>	: Saniye
<b>TF</b>	: Transfemoral
<b>TT</b>	: Transtibial
<b>%</b>	: Yüzde
<b>°</b>	: Derece

## ŞEKİLLER

Şekil		Sayfa
2.1.	Mobilite yeteneğine uyarlanmış uluslararası işlevsellik, yeti yitimi ve sağlığın uluslararası sınıflandırılması (ICF) modeli.	5
2.2.	Metabolik süreçlerin ve kalorimetri tekniklerinin basitleştirilmiş prensibi.	11
2.3.	Panjabi'nin spinal stabilite modeli- Panjabi (64)'den alınmıştır.	14
2.4.	Aktif alt sistemi oluşturan “core” bölgesi- Gordon ve Redd (71)'den alınmıştır.	15
2.5.	M. Multifidus liflerinin parçaları.	19
2.6.	M. Transversus Abdominus – Kapandji (89)'den alınmıştır.	20
2.7.	ADIM sırasında, iç obliklerde belirgin kontraksiyon olmaksızın alt karın duvarında transversus abdominusun palpe edilmesi.	22
2.8.	TT amputasyonu olan bireylerde, yürüyüş sırasında biyomekanik kompensasyonlar. Yukarı ok (↑) artma; aşağı ok (↓) azalma.- Wasser ve ark (122)'den alınmıştır.	23
3.1.	Akış şeması	28
3.2.	Adımlayıcı cihazı	29
3.3.	Portatif egzersiz testi cihazı	29
3.4.	6DAT başlangıç pozisyonu	30
3.5.	6DAT denge kaybında duvar desteği	31
3.6.	Basınç geribildirim ünitesi	32
3.7.	Spinal stabilizasyon egzersizleri- topuk kaydırma	38
3.8.	Spinal stabilizasyon egzersizleri- yerde yürüme	38
3.9.	Spinal stabilizasyon egzersizleri- dizler bükük aralarını açma	39
3.10.	Spinal stabilizasyon egzersizleri- köprü kurma	39
3.11.	Spinal stabilizasyon egzersizleri- dörtlü kol/bacak kaldırma	40

## TABLOLAR

<b>Şekil</b>	<b>Sayfa</b>
2.1. İndirek kalorimetre ile enerji harcamaması hesaplaması, Weir denklemi. Schoeller ve ark (58)'den alınmıştır.	11
3.1. Değişen seviyelerde anterolateral abdominal fonksiyonla ilişkili yayınlanmış kılavuz basınç değişiklikleri - Hodges ve ark (109)'dan alınmıştır.	33
3.2. Spinal stabilizasyon eğitim içeriği ve ilerleyiş- Corio ve ark.(11)'den uyarlanmıştır.	37
4.1. Gruplara göre demografik ve protez kullanımına ait özellikler	42
4.2. Bireylerin kişisel ve amputasyonla ilişkili özelliklerinin gruplara göre dağılımı	43
4.3. Egzersiz programı öncesinde, başlangıç değerlerinin gruplar arasındaki farklılığının belirlenmesi	44
4.4. Grup 1'de egzersiz programı öncesi ve sonrası derin spinal kasların stabilizasyon kuvveti, süreli kalk yürü testi ve protez değerlendirme anketi sonuçlarının karşılaştırılması	44
4.5. Grup 2'de egzersiz programı öncesi ve sonrası derin spinal kasların stabilizasyon kuvveti, süreli kalk yürü testi ve protez değerlendirme anketi sonuçlarının karşılaştırılması	45
4.6. Grup 1'de, egzersiz programı öncesi ve sonrası 6DAT'de yapılan ölçümlerin karşılaştırılması	46
4.7. Grup 2'de, egzersiz programı öncesi ve sonrası 6DAT'de yapılan ölçümlerin karşılaştırılması	46
4.8. Gruplar arası değişimlerin karşılaştırılması	47
4.9. Gruplar arası 6DAT'de yapılan ölçümlerdeki değişimlerin karşılaştırılması	47
4.10. Maksimum oksijen tüketimi, maksimum enerji harcaması ve adım sayısı arasındaki ilişki	48

## 1. GİRİŞ

Amputasyon, kas iskelet sisteminin biyomekaniğini önemli ölçüde bozan, ciddi fiziksel ve psikolojik kayıpla sonuçlanan, bireyin yaşam kalitesini, sosyal ve mesleki yaşamını tamamen etkileyen majör bir travmadır (1). Unilateral alt ekstremitte amputasyonu, atrofi, güç kaybı, yürüyüş asimetrisi, mekanik olarak farklılık gösteren eklem yüklenmesi ve ekstremitte uzunluk değişimi dahil olmak üzere kas iskelet sisteminde oluşan hızlı değişikliklere neden olur (2).

Bütün bu bahsedilen değişimlerin etkisiyle, normal ambulasyonla kıyaslandığında protez ile ambulasyon için enerji gereksinimi çok daha yüksektir. Transtibial (TT) amputasyonu olan bireylerin önemli ölçüde artan enerji harcamasına sahip oldukları literatürde daha önce vurgulanmıştır. Aynı hızda yapılan yürüyüş sırasındaki karşılaştırmada amputasyonu olmayan bireylere göre %10-40 daha fazla enerji harcamasına sahip oldukları rapor edilmiştir (3,4). Amputasyon seviyesinin yükselmesi ve kayıp ekstremitte sayısının artmasıyla da enerji harcamasının ciddi oranda arttığı, bu artışın unilateral TT amputelerde %40-60, unilateral transfemoral (TF) amputelerde %90-120, bilateral TT amputelerde %60-100 ve bilateral TF amputelerde >%200 oranında olduğu açıklanmıştır (4).

Enerji harcaması, birçok kişisel ve proteze ait faktörün yanında aktivite düzeyi ve temel kas gruplarının kuvvetinden de etkilenebilmektedir (3-7).

Spinal stabilizasyonun aktif komponentini oluşturan “Core” bölgesi; ön tarafta abdominaller, arkada erektör spina ve glutealler, çatı olarak diyafram, altta pelvik taban ve kalça çevresi kasları ile kaslı silindir olarak tanımlanmıştır (8). “Core”, distal hareketlilik ve ekstremitelerin fonksiyonu için proksimal stabilite sağlayan fonksiyonel kinetik zincirin merkezidir (9,10).

Amputasyonu olan bireyler için rehabilitasyon programları genellikle, “core” aktivasyonu ile alt ekstremitte hareketini koordine eden fonksiyonel hareket paternlerini birleştirmekten ziyade dengeyi, alt ekstremitte kuvvetini ve yürüyüşü iyileştirmeye odaklanır. Spinal stabilizasyon egzersizleri, omurgayı stabilize eden kasları (örn. Transversus Abdominus ve Multifidus) çalıştırmaya odaklanan bir egzersiz programıdır ve egzersiz programı ilerledikçe bu kasların ko-kontraksiyonuyla birlikte alt ve üst ekstremitte egzersizleri harekete eklenir (11). Spinal stabilizasyon ve lumbal kuvvet - yüklenme sırasındaki dinamik stabiliteye odaklanan eğitimlerin,

mekanik bel ağrısını azaltma ve amputasyona bağlı olarak kas iskelet sisteminde oluşan değişiklikleri iyileştirme potansiyeline sahip olduğu bilinmektedir (2,11). Amputasyonu olan bireylerde “core” kuvveti ve performans ile ilgili çalışmalar limitli olsa da aradaki bağlantıyı sporcu bireylerde gösterilmiştir. Kuvvetli “core” bölgesinin, alt ekstremitelerde, gövde ve üst ekstremitelerde üretilen kuvvetlerin başarılı bir şekilde aktarılmasını sağladığı; zayıf “core” bölgesinin ise enerjinin transferini kesintiye uğrattığını vurgulamışlardır. Bu durum fiziksel aktivite performansının azalmasına ve zayıf ya da az gelişmiş kas grubunun yaralanma riskine yol açmaktadır (12). Performans ile direkt ilişkinin yanında, yürüyüş sırasında gövdedeki asimetrik hareketin genellikle gövde kaslarının zayıf kontrolünü gösteren asimetrik “core” kas aktivasyonu ile ilişkili olduğu rapor edilmiştir (13).

Amputasyonu olan bireylerde artan enerji harcaması ve günlük yaşamda etkilerini gösteren yorgunluk majör problemler arasındadır. Ampute bireylerde enerji harcaması ve yapılan egzersiz türü arasındaki bağlantıyı ele alan bir çalışma literatürde bilginiz dahilinde çalışma bulunmamaktadır.

Bu çalışmanın amacı; unilateral transtibial amputasyonu olan bireylerde klasik fizyoterapi programı ile birlikte uygulanan spinal stabilizasyon egzersizlerinin enerji harcaması üzerine etkilerini belirlemek ve spinal stabilizasyon egzersizlerinin amputelerde ortaya çıkaracağı değişiklikleri araştırmaktır. Bu çalışmanın köken aldığı hipotezler şunlardır:

Çalışma hipotezi 1;

$H_0$  (1)= Spinal stabilizasyon egzersizlerinin, amputasyonu olan bireylerde enerji harcaması üzerine bir etkisi yoktur.

$H_1$  (1)= Spinal stabilizasyon egzersizlerinin, amputasyonu olan bireylerde enerji harcaması üzerine etkisi vardır.

Çalışma hipotezi 2;

$H_0$  (2)= TT amputasyonu olan bireylerde enerji harcaması üzerine klasik fizyoterapi uygulamalarıyla spinal stabilizasyon egzersizleri arasında fark yoktur.

$H_1$  (2)= TT amputasyonu olan bireylerde enerji harcaması üzerine klasik fizyoterapi uygulamalarıyla spinal stabilizasyon egzersizleri arasında fark vardır.



## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Alt Ekstremitte Amputasyonları

Amputasyon, periferik vasküler hastalıklar, travma veya diğer nedenlerle, ekstremitenin bir kısmının veya tamamının ameliyatla vücuttan ayrılması olarak tanımlanır. Amputasyon, ekstremitede dolaşım yeterli değilse, ekstremitte fonksiyonel değilse veya ekstremitenin durumu indirek şekilde bile olsa kişinin hayatını tehlikeye atacak seviyedeysen önerilmektedir (14,15).

Amputasyon neredeyse insanlık tarihi kadar eski bir tedavi yöntemidir. Amputasyonu, engellilik oluşturan bir süreç olarak değerlendirmek yerine rekonstruktif bir süreç olarak yorumlamak önemlidir. Protez uygulaması yapıp rehabilitasyonun gerçekleştirilmesi için optimal bir güdüğe sahip olmak gereklidir ve etkilenen ekstremitenin amputasyonu ile beraber rehabilitasyon imkanı sağlanmış olur. Protez, gerekli interdisipliner yönetim ve rehabilitasyon programı ile birlikte ampute ekstremitenin fonksiyonunu mümkün olan en iyi şekilde üstlenir (14,16).

Amputasyonun birçok farklı nedeni vardır; herhangi bir yaşta gerek çocuk, yetişkinin veya yaşlı bireyin hayatını etkileyebilir. Amputasyon ile ilişkili geri dönüşsüz kayıp beraberinde birçok fiziksel, psikolojik ve sosyal problemi de getirir. Amputasyondan sonra kişiler; değişen fiziksel kapasite, yürüyüş ve günlük yaşam aktivitelerinde artan enerji ihtiyacı, konfor problemleri, fantom hissi ve ağrısı, yorgunluk, kozmetik kaygılar, vücut şemasının yönetimindeki zorluk, ekonomik ve mesleki korkular gibi konular ile ilgili problem yaşayabilmektedir (17–19). Amputasyon konusuna geniş çaplı ve amputasyonun tıbbi, psikolojik ve mesleki yönlerini kapsayacak şekilde odaklanmak, kişinin rehabilitasyonunu ve yeni gerçekliğe adaptasyonu kolaylaştırmaktadır. Bu amaca ulaşabilmek için farklı yönleri kapsayan multidisipliner yaklaşım gereklidir.

#### 2.1.1. Transtibial Amputasyonlar

Travma, vasküler hastalıklar veya tümör gibi çeşitli nedenlerle alt ekstremitte amputasyonu gerçekleştiğinde, mümkün olduğu takdirde diz ekleminin korunması hem rehabilitasyon süreci hem de kişinin günlük yaşam aktiviteleri için oldukça önemlidir. Diz ekleminin korunması, genç bireylerde normal çalışma hayatı ve yaşam tarzına geri

dönüşü, geriatrik bireylerde ise tekerlekli sandalye ve yürüyüş mobilitesini etkileyecektir. TT seviyede amputasyonun en sık nedeni diyabete bağlı geri dönüşsüz iskemidir ve savaş dışı amputasyonların yaklaşık %76'sını oluşturur (20).

TT amputasyona neden olan hem ortopedik hem vasküler belirtilerde ortak amaç, amputasyonun olabildiğince fonksiyonel kullanım sayılayacak bir seviyeden yapılmasıdır. Bu nedenle amputasyon cerrahisinde temel prensipler; ekstremitenin normal desteğinin maksimum düzeyde tutulması, diz ekleminin korunması ve uygun bir güdük uzunluğunun sağlanmasıdır (21).

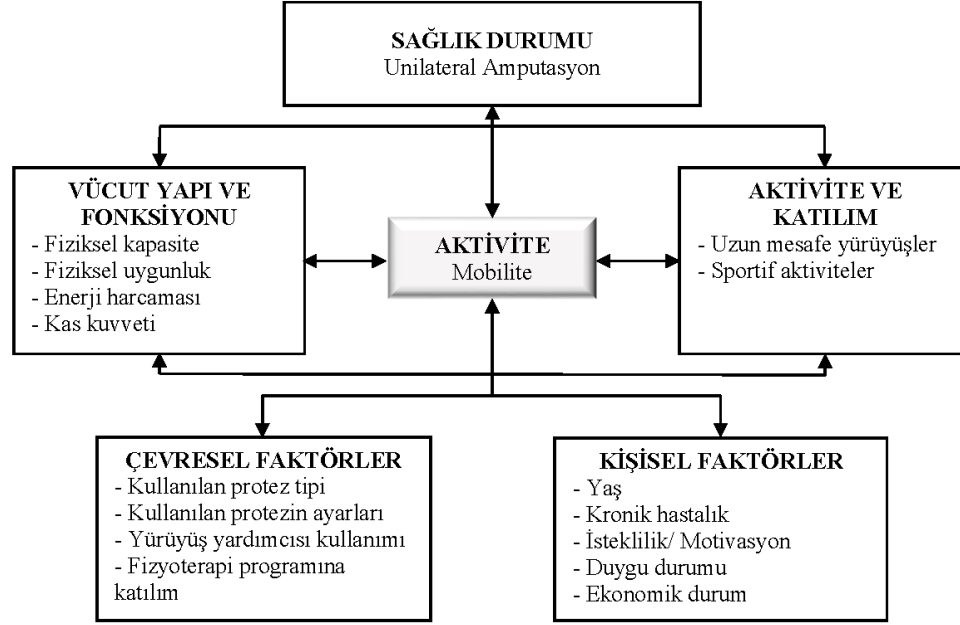
## **2.2. Amputasyonun Fiziksel ve Fizyolojik Etkileri**

Amputasyondan sonra lokomotor sistem parçalarının vücuttan ayrılmasıyla fonksiyon kısmen kaybedilir. Rehabilitasyon sürecinin temel amacı, fonksiyonu restore etmek ve kabul edilebilir bir fonksiyon ve katılım düzeyini yeniden kazandırmaktır. Bu amaca ulaşmak ve fonksiyonel kayıpları telafi etmek için protez kullanılır (15,18). Azalmış mobilite, alt ekstremitte amputasyonu olan bireylerde yaşam kalitesinin azalmasına neden olan birincil fonksiyonel sonuçlardan biridir (22). Mobilitenin azalmasına neden olan faktörler; protez bileşenlerinin seçimindeki potansiyel sorunlar, psikolojik/ tıbbi/ cerrahi komorbiditelerin varlığı ve ikincil hastalıkların gelişimi dahil olmak üzere çok boyutludur. Ambulasyon sırasında artan metabolik enerji harcamasının da azalmış mobilitenin önemli bir nedeni olduğu öne sürülmüştür (23,24) (Şekil 2.1).

Alt ekstremitte amputasyonu olan bireylerde azalan mobilite seviyesini iyileştirmek için protez rehabilitasyonunda daha çok, ayakta durma ve yürüme becerisine odaklanılır (25). Amputasyonu olan bireylerde yürüyüş en çok araştırma yapılan konulardan bir tanesidir (26–28). Bu konuyla ilgili yapılan çalışmalarda, alt ekstremitte amputasyonlarından sonra yürüme yeteneğinin çok boyutlu olarak tanımlandığı ve mevcut kronik hastalık, kişisel ve dış faktörler gibi birçok farklı unsurdan etkilenebileceği belirtilmektedir.

Rehabilitasyon sürecinde protezle yürüyüş eğitiminde kişiye, günlük yaşam aktiviteleri ile ilgili fonksiyonel kapasitesini geri kazandırmak amaçlanır (29,30). Bu hedeflere ulaşabilmek için belirli seviyede fiziksel kapasite gereklidir (31–33). Moore ve ark fiziksel kapasiteyi, fizyolojik ve nöromusküler sistemin kapasiteleri tarafından

belirlenen, günlük yaşam ve boş zaman aktivitelerini gerçekleştirme becerisi olarak tanımlanmışlardır (19,34). Fiziksel kapasite; aerobik kapasite, anaerobik kapasite, kas kuvveti, esneklik ve denge parametrelerini içerir. Bu parametrelerde egzersiz ve eğitim yoluyla değişiklik sağlanabilir (34,35). Belirsiz olan, rehabilitasyon sürecindeki müdahalelerin ve değişimlerin metabolik enerji harcamasını nasıl değiştirebileceğidir.



**Şekil 2.1.** Mobilite yeteneğine uyarlanmış uluslararası işlevsellik, yeti yitimi ve sağlığın uluslararası sınıflandırılması (ICF) modeli (19,36,37).

### 2.2.1. Ambulasyonun Metabolik Etkilerini Değerlendirmek için Kullanılan Ölçümler

Amputasyonun, yürüyüşteki metabolik enerji harcaması üzerine etkisini tanımlamak için çeşitli metabolik enerji harcama sonu ölçümleri kullanılmıştır.

#### Enerji Harcaması

Enerji harcaması (EH), belirli bir aktivite için gereken enerji miktarıdır. Yapılan çalışmalarda enerji harcaması: cal/dk/kg, kcal/kg/km, kcal/dk, J/kg/sn, J/kg/m gibi farklı birimlerle ifade edilmiştir (32). En sık kullanılan ifade şekli dakika başına EH'dır (kcal/dk) ve dakikada belirli bir aktivite için gereken enerji miktarını ifade eder (38).

### **Oksijen Tüketim Miktarı**

Ölçüm birimi mL/kg/dk cinsinden oksijendir ( $O_2$ ) ve bir aktivite sırasında oksijenin tüketilme miktarını ifade eder. Metabolik Enerji Harcama Hızını (MEHH) ifade eder. Kalp atış hızı ve kan basıncının fizyolojik parametreleriyle yakından bağlantılıdır. MEHH, dinlenme durumunda bazal metabolik hıza eşdeğerdir, ayakta dururken dik duruşu sürdürmenin enerji gereksinimine eşdeğerdir. Yürüme sırasında MEHH, bazal metabolizma hızı, dik duruşu sürdürme maliyeti, yük taşımının ilave metabolik maliyeti (vücut kütle merkezini bir yerden diğerine hareket ettirme) ve ekstremitelerin resiprokal hareketinin enerji maliyetinin toplamıdır (23).

### **Maksimum Oksijen Tüketim Miktarı**

Maksimum oksijen tüketim miktarı ( $MaksVO_2$ ) (mL/kg/dk) kişinin, fiziksel çalışma sırasında deniz seviyesinde elde edebileceği en yüksek oksijen alımıdır (39).  $MaksVO_2$  aerobik kapasitenin bir ölçümü ve kardiyorespiratuar kapasitenin geçerli bir belirleyicisidir (40). Diğer yandan fiziksel uygunluğun (*physical fitness*) en iyi ve tek göstergesidir (41). Genellikle bir kişi,  $MaksVO_2$  değerine 2 ila 3 dakikalık yorucu fiziksel aktivite içinde ulaşabilir (42).

Yaş,  $MaksVO_2$ 'yi etkiler. Yaklaşık 20 yaşına kadar  $MaksVO_2$  artar. Bundan sonra,  $MaksVO_2$ , hem maksimum kalp atış hızı hem de atım hacmindeki düşüş nedeniyle ve genellikle daha hareketsiz bir yaşam tarzı nedeniyle azalır. Vücut kompozisyonundaki ve hemoglobin içeriğindeki farklılıklar, cinsiyetler arasında  $MaksVO_2$ 'de farka neden olabilen faktörlerdir.  $MaksVO_2$ , yapılan egzersizin türüne de bağlıdır. Oksijen ihtiyacı, ilgili kas kütlesi ile doğrudan ilişkilidir; bu nedenle, üst ekstremitelerde egzersiz sırasında  $MaksVO_2$ , alt ekstremitelerde egzersizlerde olduğundan daha düşüktür. Bununla birlikte, herhangi bir iş yükü için, kalp atış hızı ve intra-arteriyel kan basıncı, üst ekstremitelerde egzersizinde alt ekstremitelerde egzersizinden daha yüksektir (42).

### **Yürüyüş Sırasında Fizyolojik İş veya Yürüyüş Verimliliği**

Fizyolojik iş, bir görevi gerçekleştirmek için gereken enerji miktarıdır. Yürüyüş sırasında fizyolojik iş ( $O_2$  tüketimi), kat edilen birim mesafede kilogram

vücut ağırlığı başına tüketilen oksijen miktarıdır (mL/kg/m). Bir metre yürümek için tüketilen enerji miktarının bir ölçüsü olarak da ifade edilebilir. Kat edilen birim mesafede kilogram başına O<sub>2</sub> tüketimi, güç gereksiniminin (enerji harcama miktarının) yürüme hızına bölünmesiyle belirlenir. Patolojik yürüyüşün enerji harcamasını, normal yürüyüş için karşılık gelen değerle karşılaştırarak yürüyüş verimliliğini (*gait efficiency*) belirlemek mümkündür (38,42).

Yapılan çalışmalarda birim mesafede kilogram vücut ağırlığı başına tüketilen oksijen miktarı (mL/kg/m) sonuç ölçümü; fizyolojik iş, yürüyüş maliyeti, yürüyüş ekonomisi, yürüyüşün etkinliği, yürüyüşün verimliliği, metabolik harcama gibi parametreleri değerlendirmek için kullanılmıştır (38,43,44).

Amputasyonu olmayan sağlıklı kişilerde, yürüyüşteki fizyolojik iş ve yürüme hızı arasındaki ilişki paraboliktir ve fizyolojik iş, kendi seçtiği yürüme hızında veya buna yakın iken minimum değerindedir. Kendi seçtiği yürüme hızından daha yavaş veya daha hızlı yürümek, yürüyüş verimliliğinin azalmasına, yani yürünen metre başına daha fazla metabolik enerji harcamasına neden olacaktır.

Bazı araştırmacılar yürüyüşteki fizyolojik işi (ambulasyon ekonomisini); brüt ambulasyon ekonomisi ve net ambulasyon ekonomisi olarak iki alt terime bölerek değerlendirme yapmışlardır. Brüt ambulasyon ekonomisi toplam VO<sub>2</sub>'ye (mL/kg/m) eşitken, net ambulasyon ekonomisi brüt ambulasyon ekonomisi eksi ayakta durmanın metabolik maliyetidir. Net ambulasyon ekonomisi, vücudun bir noktadan diğerine fiili hareketinin ekonomisini tahmin eden bir ölçüdür, brüt ambulasyon ekonomisi ise bir yerden diğerine hareket etmek için gereken enerjiye ek olarak dik duruşun korunmasını içerir. Hem kendi seçtiği yürüyüş hızındaki minimum metabolik harcama hem de iki eğrinin şekli (brüt ekonomi ve net ekonomi için) farklıdır (23,45).

### **Bağlı Metabolik Yük veya Bağlı Aerobik Yük**

Ambulasyonun metabolik sonuçlarını değerlendirirken kullanılan bir diğer ölçüt, bağlı metabolik yüküdür. Bağlı aerobik yük olarak da ifade edilir. Bağlı metabolik yük, kişinin maksimum aerobik kapasitesindeki enerji harcamasına göre belirli bir hızda yürüyüşteki enerji harcama miktarının bir ölçüsüdür. Bu nedenle bağlı metabolik yük, kişinin yürürken maksimum aerobik kapasitesine ne kadar yakın olduğunu gösterir. Fonksiyonel bir perspektiften bakıldığında, algılanan efor ve belirli bir

yürüme hızını sürdürme yeteneği ile ilgilidir (33,46). Belirli bir yürüme hızı için bağıl metabolik yük ne kadar yüksekse, bu yürüme hızı o kadar az sürdürülebilir (23).

Kendi seçtiği yürüyüş hızında yürüyen eğitimsiz genç bireyler, maksimum aerobik kapasitenin %32'si kadar bir bağıl metabolik yük ile sonuçlanırken, yaşlı yetişkinlerde, maksimum aerobik kapasitenin %48'ine denk gelmektedir (41). Amputasyonu olan bireylerde ambulasyonun bağıl enerji maliyetine ilişkin araştırmalar tipik olarak kendi seçtiği yürüyüş hızında yapılmıştır (46).

### **2.2.2. Amputasyonu Olan Bireylerde Ambulasyonun Metabolik Enerji Maliyeti**

Amputasyondan sonra, ambulasyon sırasında gerçekleşen EH doktorlar, fizyoterapistler ve prostetistler arasında uzun zamandır tartışılan bir konu olmuştur. Bu konuyla bağlantılı olarak, amputasyon sonrası ambulasyon başarısını belirlemede oldukça etkili olan cerrahi tedavinin bir yönü olan, amputasyondan sonra optimal güdük uzunluğu konusunda yapılan çalışmalarda araştırmacılar, amputasyonu olan bir bireyin protezle ambulasyonunda artmış enerji harcamasıyla karşı karşıya kaldığını ve güdük uzunluğu azaldıkça yürüyüşün enerji maliyetinin önemli ölçüde arttığını açıklamışlardır (21,26,28,47).

Farklı protez bileşenleriyle ve yürüyüş yardımcılarıyla amputasyonu olan bireylerde ambulasyon veya yürüyüş sırasında fizyolojik EH ile ilgili önemli miktarda araştırma olmasına rağmen, aşağıdaki nedenlerden dolayı farklı çalışmaların sonuçlarının doğrudan karşılaştırılmasının zor olduğu belirtilmiştir (38). Birincisi, özellikle daha eski araştırmalarda birçok karşılaştırma genç veya genellikle travmatik nedenli amputeler ile yaşlı veya genellikle vasküler nedenli amputeler arasında yapılmıştır ve bu iki grup arasında yürüyüş performansı açısından önemli farklılıklar vardır. İkinci olarak, yapılan karşılaştırmalarda ampute olmayan ekstremiteye ait deformite veya limitasyonlar veya üst ekstremitte yardımcı cihaz kullanımı gibi EH'ni etkileyebilecek faktörler arasında bir ayırım yapılmamıştır. Son olarak, değerlendirme için "kcal" sonuç ölçümü sıklıkla kullanılmakla beraber O<sub>2</sub> harcaması da EH'nin bir göstergesi olarak kabul edilmiş ve çalışmalarda EH'ni yorumlamak için de kullanılmıştır. Ayrıca, metabolik harcamayı değerlendirmek için de farklı terimler ve

farklı sonuç ölçütleri kullanılsa da oksijen tüketimi (mL/kg/dk) en sık bildirilen sonuç ölçütüdür (32).

Literatürden elde edilen sonuçların ortalamasına göre, sağlıklı bir kişinin yürüyüşte (yaklaşık 83m/dk hızla) EH miktarı 0,063 kcal/kg/dk ve 0,00764 kcal/kg/m'dir (26). TT amputeler %36 daha yavaş yürür ve dakikada %2 daha fazla kcal harcar ve benzer bir mesafeyi kat etmek için metre başına %41 daha fazla kcal tüketmektedirler. TF amputeler için yürüyüş hızı %43 daha yavaşken, enerji maliyeti dakikada %5 daha az kcal ve metre başına %89 daha fazla kcal olarak yansıtılır. Başka bir deyişle, bir protez ile yürüyen kişi, dakika başına EH miktarındaki artışı önlemek için daha yavaş yürür. Protez ile yürüyen kişinin yürüyüşü, mesafe üzerinden harcanan enerji açısından (metre başına) önemli ölçüde daha az verimlidir. Enerji maliyetindeki bu artış, daha yüksek bir oksijen tüketimi oranı, yüksek kalp atış hızı ve rahat yürüme hızında (kendi seçtiği yürüyüş hızı) dikkate değer bir azalma olarak kendini gösterir (26,28,47).

Bugüne kadar, alt ekstremitte amputasyonu olan kişilerde MaksVO<sub>2</sub>'ni ölçen çok az çalışma vardır. Ayrıca, bu çalışmalar farklı test protokolleri kullanmıştır (24,43,48). Kontrollere kıyasla alt ekstremitte amputasyonu olan katılımcılarda daha düşük MaksVO<sub>2</sub> seviyeleri bildirilmiş ve bu farklılıkların genel olarak kondisyon kaybı veya komorbiditelerden kaynaklandığı açıklanmıştır. Bu çalışmalardan bir tanesinde, aerobik kapasite ile ilgili olarak Chin ve ark. genç, travmatik amputasyonu olan bireylerin fiziksel uygunluğunun, sağlam kişilere göre daha düşük olduğunu göstermiştir. Amputasyonu olan grubun MaksVO<sub>2</sub> miktarı 18,8 mL/kg/dk ( $\pm 4,9$ ) iken, sağlıklı grubun MaksVO<sub>2</sub> miktarının 23,5 mL/kg/dk ( $\pm 3,2$ ) olduğu ve aynı çalışmada benzer şekilde amputasyonu olan bireylerin anaerobik eşiklerinin (12,8 $\pm$ 2,0 mL/kg/dk) sağlam kişilere (14,3 $\pm$ 1,6 mL/kg/dk) göre önemli ölçüde daha düşük olduğu rapor edilmiştir (24).

Egzersiz testi sırasında vasküler nedenli amputelerin ortalama maksimum iş yüklerinin daha düşük olduğu gösterilmiştir (49). Bu da genel olarak amputasyonu olan bireyler için daha düşük fiziksel uygunluğu işaret etmektedir (50). Travmatik amputasyonu olan bireylerin MaksVO<sub>2</sub> değerlerinin dayanıklılık eğitiminden sonra önemli ölçüde arttığı (51) ve dayanıklılık eğitiminin, travmatik amputasyonu olan bireylerin fiziksel uygunluğunu sağlıklı denekler seviyesine yükselttiği gösterilmiştir

(24,52). Fiziksel uygunluk ve aerobik kapasite üzerine odaklanan çalışmalar olsa da, amputasyondan sonra aerobik kapasitede bir bozulma ve eğitimden sonra aerobik kapasitede bir iyileşme için yeterli kanıt olmadığı açıklanmıştır (19).

O<sub>2</sub> tüketimi yönteminin güvenilir bir yöntem olduğu gösterilmiş ve birçok araştırmacı tarafından kullanılmış olmasına rağmen, daha eski ölçüm cihazlarının taşınmasının zor olduğu ve çoğu klinikte mevcut olmadığı belirtilmiştir. Geçmiş çalışmaların çoğu, metabolik enerji harcamasını değerlendirme yöntemlerinden biri olarak “Fizyolojik Maliyet İndeksini” (*Physiological Cost Index- PCI*) kullanmıştır, ancak EH'nın değerlendirilmesi için bir sonuç ölçütü olarak PCI'nin geçerliliği ve güvenilirliği konusunda tartışmalar vardır (53,54).

Genel popülasyon için, günlük yaşam aktivitelerindeki metabolik harcama miktarı, “Görevin Metabolik Eşdeğeri” (Metabolic Equivalent of Task- MET) olarak adlandırılan fiziksel aktivitelerin miktarını belirten kısaltma ile ifade edilmektedir (55). MET, bir kişinin o kişinin kütlesine göre enerji harcama hızının oranının nesnel ölçüsüdür. Ancak, bu referans değerlerin engelli kişiler için geçerli olmadığı görülmektedir. Örneğin, inme sonrası kişilerde, belirli aktiviteler için gerekli metabolik maliyetler MET değerlerine kıyasla daha yüksektir (56). Alt ekstremitte amputasyonu olan kişilerde, maksimum aerobik kapasite ile birlikte günlük yaşam aktiviteleri için gerekli metabolik harcamalar hakkında mevcut bilgiler yeterli değildir. Ancak bu bilgi, eğitim programlarını optimize etmek ve rehabilitasyon için fonksiyonel hedefler belirlemek için önemlidir (32).

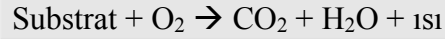
Sonuç olarak, normal fiziksel aktiviteleri gerçekleştirmek için gerekli olan EH seviyesi ve metabolik harcamaların, alt ekstremitte amputasyonu olan bireylerin aktivite seviyesinde ve katılabilecekleri aktivite tiplerinde sınırlayıcı olabildiği konusunda fikir birliği olduğu açıklanmıştır (57).

### 2.2.3. Enerji Harcamasının Ölçülmesi

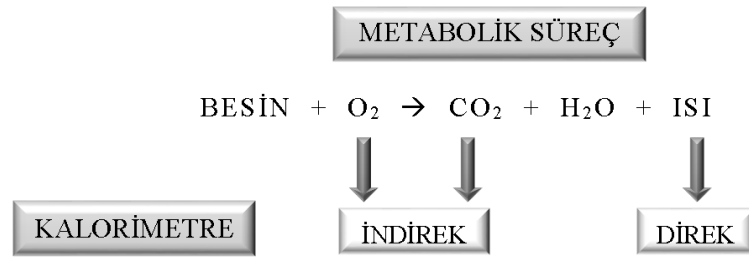
Kalorimetri, ısı üretiminin ölçümü olarak tanımlanır ("kalor"=ısı, "metri"=ölçüm süreci). Bu nedenle, makro besinlerin oksidatif yanması sırasında vücut tarafından üretilen ısının ölçülmesi süreci bir kalorimetri şeklindedir. Hücresel



düzeyde, her bir makro besin, aşağıdaki genel denklemde açıklandığı gibi karbondioksit, su ve ısı üretmek için nihayetinde oksijen ile birleştirilir (58):



Bu kimyasal reaksiyonlar, vücuttaki reaksiyonun alev üretmeyen enzimatik bir süreç olması dışında, besin ateşte yakıldığında gözlenecek olanlara benzer. Yine de kimyasal reaksiyon aynıdır; tepkime için  $\text{O}_2$  gereklidir ve  $\text{CO}_2$  metabolizmanın bir son ürünüdür. “İndirek” kalorimetri terimi, ısı üretimi zaman içindeki oksijen tüketimi ( $V_{\text{O}_2}$ ) ve karbondioksit üretimi ( $V_{\text{CO}_2}$ ) oranları ölçülerek hesaplandığında kullanılır (Şekil 2.2).  $V_{\text{O}_2}$  ve  $V_{\text{CO}_2}$  belirlendikten sonra, Weir denklemi (Tablo 2.1) veya benzer denklemler, enerji harcama oranını hesaplamak için kullanılır (58).



**Şekil 2.2.** Metabolik süreçlerin ve kalorimetri tekniklerinin basitleştirilmiş prensibi.

**Tablo 2.1.** İndirek kalorimetre ile enerji harcamaması hesaplaması, Weir denklemi. Schoeller ve ark (58)’den alınmıştır.

Değişken	Formül
$V_{\text{O}_2}$ (ml dk <sup>-1</sup> )	$=V_i (\text{FiO}_2) - V_e (\text{FeO}_2)$
$V_{\text{CO}_2}$ (ml dk <sup>-1</sup> )	$=V_e (\text{FeCO}_2) - V_i (\text{FiCO}_2)$
<b>Respiratuar değişim oranı (RER veya RQ)</b>	$=V_{\text{CO}_2}/V_{\text{O}_2}$
<b>Tam Weir denklemi (EH, kcal dk<sup>-1</sup>)</b>	$= (0,0039V_{\text{O}_2} \text{ ml dk}^{-1}) + (0,0011V_{\text{CO}_2} \text{ ml dk}^{-1})$ $- (2,2 \times \text{urinary N}_2 \text{ g dk}^{-1})$
<b>Kısaltılmış Weir denklemi (EH, kcal dk<sup>-1</sup>)</b>	$= (0,0039V_{\text{O}_2} \text{ ml dk}^{-1}) + (0,0011V_{\text{CO}_2} \text{ ml dk}^{-1})$

$V_{\text{O}_2}$ =  $\text{O}_2$  tüketim miktarı,  $V_{\text{CO}_2}$ =  $\text{CO}_2$  tüketim miktarı,  $V_i$ = dakikadaki inspirasyon hacmi,  $V_e$ = dakikadaki ekspirasyon hacmi,  $F_i$ = inspirasyondaki  $\text{O}_2$  veya  $\text{CO}_2$  fraksiyonu,  $F_e$ = ekspirasyondaki  $\text{O}_2$  veya  $\text{CO}_2$  fraksiyonu.

1800'lerin başlarında geliştirilen ilk kalorimetreler, termal olarak izole edilmiş bir odada (“Direk” kalorimetre) vücut ısısı üretim oranını doğrudan ölçme prensibine

dayanır. Bu teknik, enerji harcamasını ölçmek için hem doğru hem de kesin bir yöntem olmasına rağmen, kullanımın dezavantajları ve zorlukları, çoğu klinik ve araştırma uygulaması için uygun değildir.

*İndirek Kalorimetre:* İndirek kalorimetre, canlı bir insan organizmasında O<sub>2</sub> tüketimini ve karbondioksit (CO<sub>2</sub>) üretimini doğru ve girişimsel olmayan şekilde ölçen bir tekniktir.

Bu teknikle aşağıdaki değişkenler doğrudan ölçülebilir (59):

- O<sub>2</sub> harcaması- inspirasyon ve ekspirasyondaki parsiyel O<sub>2</sub> basınçları
- CO<sub>2</sub> atılımı- ekspirasyondaki parsiyel CO<sub>2</sub> basıncı
- Dakika hacmi

Bu ölçülen değişkenlerden başka önemli değerler elde edilebilir:

- Enerji harcaması
- Resipratuar oran

İndirek kalorimetre, vücudun EH ve yakıt kullanımını değerlendirmede girişimsel olmayan, güvenilir ve faydalı bir araçtır. Farklı disiplinlerden bilim insanları, egzersiz ve dinlenme sırasında EH miktarını ölçmek, besin gereksinimlerini belirlemek, fiziksel uygunluğu ölçmek ve makro besin kullanımını değerlendirmek için kullanmaktadır. Klinisyenler, metabolik bozukluklarda beslenme desteğini optimize etmek ve hastaların enerji gereksinimlerini ölçmek için indirek kalorimetre kullanmaktadır. Belirtildiği üzere indirek kalorimetre bir çok amaç için kullanılmaktadır ve oldukça önemli bilgilere ulaşılmasını sağlayabilmektedir çünkü insanlar metabolik harcamalar için enerjiyi, tüketilen besinleri solunum yoluyla ısıya dönüştürerek elde ederler ve yaşamları, enerji alımını ve harcamasını dengeleme yeteneklerine bağlıdır (58).

Farklı indirek kalorimetre cihazları bulunmaktadır. Ölçümler kullanılan cihazın ölçüm yöntemine göre laboratuvar veya saha koşullarında yapılabilir. Yeni nesil indirek kalorimetre cihazları taşınabilir, doğru, hassas ve ekonomiktir ve eski versiyonlarına göre daha kısa kalibrasyon süresi gerektirir. İndirek kalorimetre, hem mekanik ventilasyondaki hem de spontan solunum yapan kişilerde yapılabilir. Spontan solunum için tasarlanmış cihazlar, havalandırılmalı bir kanopi, maskeler ve ağızlıklar/ burun klipsleri dahil olmak üzere çeşitli yöntemler kullanır (60).

“*FitMate Pro* (Cosmed)” dinlenme ve egzersiz sırasında oksijen tüketimini ve enerji harcamasını ölçmek için tasarlanmış küçük (20×24cm) bir metabolik analizördür ve bir tür indirek kalorimetredir. *FitMate*, ventilasyonu ölçmek için bir türbin akış ölçer ve ekspirasyon gazlarındaki oksijen fraksiyonunu analiz etmek için bir galvanik yakıt hücresi oksijen sensörü kullanır ve yenilikçi bir ölçüm teknolojisi içerir (61).

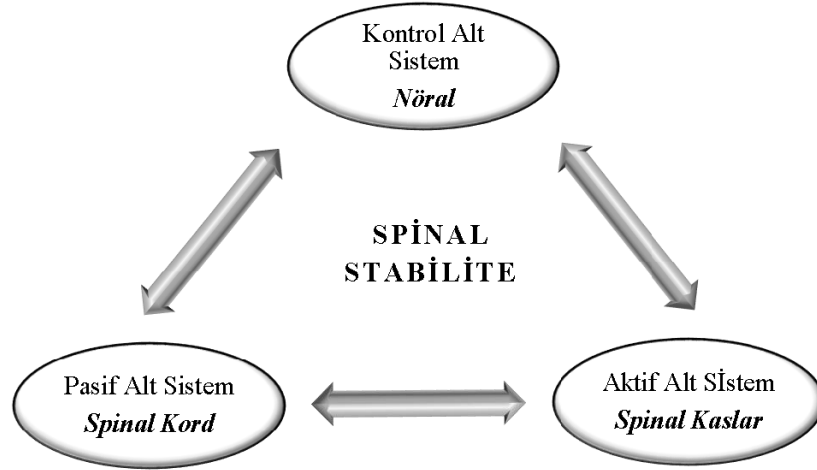
### 2.3. Spinal Sistem

Kolumna vertebralis, 7 servikal, 12 torakal, 5 lumbal, 5 sakral ve 3-4 koksigeal olmak üzere toplam 33-34 vertebradan meydana gelmektedir. Normal koşullarda omurganın servikal ve lumbal bölgeleri lordotik iken, torakal ve koksigeal bölgeleri kifotik eğriliğe sahiptir. Bu durum omurgayı aşırı streslere karşı hazırlar.

Kolumna vertebralis, dik duruşu sürdürmenin yanında, baş, boyun ve gövdenin hareketliliği için merkez konumundadır. Kolumna vertebralis aynı anda hem kollabe olabilecek bir silindire stabilite sağlar hem de aynı yapının tüm yönlerde hareketine izin verir. Önemli ağırlıklardaki yapıları destekler, kaslar ve bağlar için bağlantı noktaları sağlar, ağırlığı pelvise aktarır ve sinir dokusuna ait bilginin periferik yayılmasına veya periferden toplanmasına olanak sağlarken, medulla spinalisi korur (62).

#### 2.3.1. Spinal Stabilizasyon

Spinal sistemin temel biyomekanik fonksiyonları; vücut bölümleri arasında hareketlere izin vermek, yükleri taşımak ve spinal kordu ve sinir köklerini korumaktır (63). Omurganın mekanik stabilitesi bu fonksiyonlar için gereklidir ve stabilitenin insan vücudu için temel önemi vardır. Panjabi, spinal stabiliteyi üç alt sistem ile tanımlamıştır (Şekli 2.3).



**Şekil 2.3.** Panjabi'nin spinal stabilite modeli- Panjabi (64)'den alınmıştır.

*Pasif Alt Sistem*, vertebra, faset eklemler, intervertebral diskler, spinal ligamentler ve eklem kapsülleri ile kasların pasif mekanik özelliklerini içerir. Pasif alt sistem, omurga nötral pozisyonda iken kayda değer bir stabilite sağlamaz ancak hareket açıklığının son noktasında spinal hareketi kısıtlayan reaktif kuvvet oluşturur. Pasif bileşenler nötral pozisyona yakinken, vertebral pozisyon ve hareketler ile ilgili sensörük bilgi sağlar ve bu yönüyle nöral kontrol alt sisteminin bir parçasıdır.

*Aktif Alt Sistem*, kolumna vertebralisi çevreleyen kas ve tendonları içerir. Kaslar ve tendonlar, spinal sistemde aktif kuvvetleri oluşturan ve kolumna vertebraliste gerekli stabiliteyi sağlayan yapılardır. Kaslarda üretilen kuvvetin büyüklüğü, tendonlarda lokalize sensörlerden sağlanan feedback ile belirlenir ve bu nedenle tendonlar da nöral kontrol alt sisteminin bir parçasıdır.

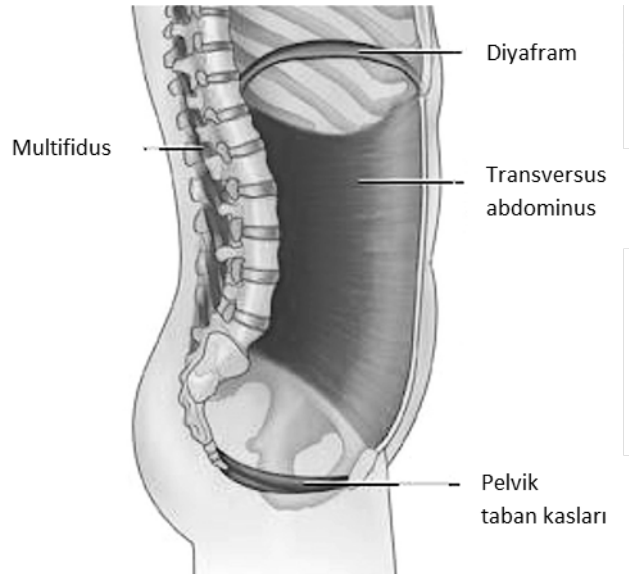
*Kontrol Alt Sistem* (sinir sistemi), ligament, kas ve tendonlarda lokalize kuvvet ve hareket sensörleri ve nöral kontrol merkezlerini içerir. Kontrol alt sistem çeşitli sensörlerden bilgi alır ve spinal stabilite hedefi için özel gereksinimleri belirler. Kaslardaki gerim belirlenir ve gerekli stabilite sağlanana kadar bu gerim ayarlanır (64).

Panjabi'ye göre spinal stabilizasyonun fonksiyonu, spinal postürün, statik ve dinamik yüklerin değişimiyle oluşan anlık stabilite gereksinimlerini karşılayarak omurgaya yeterli desteği sağlamaktır (64,65). Bu modele göre, omurganın stabilitesi sadece kas gücüne bağlı değildir, aynı zamanda merkezi sinir sistemini vücut ve çevre arasındaki etkileşim konusunda uyaran, sürekli geri bildirim sağlayan ve hareketin iyileştirilmesine izin veren uygun sensörük girdiye de bağlıdır (66). Bu nedenle, spinal

stabilizasyon egzersiz programı, optimal omurga stabilizasyonu için bu sistemlerle ilgili duyuşal ve motor bileşenleri dikkate almalıdır. Spinal stabilizasyonun diğerkomponenti olan aktif kas kuvveti, kolumna vertebralisde stabilizasyon sağlayan primer mekanizmadır. Ligamentler ve diğerkonnektif dokular stabilizasyona katkıda bulunsa da sadece kaslar kuvvetlerin miktarını ve zamanlamasını ayarlayabilir (67). Gövdenin musküler stabilitesi sıklıkla “core” veya “çekirdek” stabilite olarak tanımlanır.

### 2.3.2. Gövdenin “Core” Stabilizasyonu

“Core” bölgesi, önde karın, arkada paraspinal ve gluteal kaslar, çatıda diyafram ve altta pelvik taban ile kalça kuşak kaslarının oluşturduğu kassal bir kutu olarak tanımlanabilir (68) (Şekil 2.4). Bu kutunun içinde, fonksiyonel hareketler sırasında omurgayı, pelvisi ve kinetik zinciri stabilize etmeye yardımcı olan 29 çift kas vardır. Bu kaslar olmadan omurga, 90 Newton kadar küçük bir yük (üst gövdenin ağırlığından çok daha az bir yük) ile mekanik olarak stabil olmayan bir hale gelir (69). Sistem olması gerektiği gibi çalıştığında, kinetik zincirdeki eklemlerde minimum kompresyon ve parçalama kuvvetleri etkisi ile doğru kuvvet dağılımı ve maksimum kuvvet üretimi gerçekleşir (70). “Core” bölgesi fonksiyonel hareketlerde özellikle önemlidir çünkü "distal hareketlilik için proksimal stabilite" sağlar (9).



**Şekil 2.4.** Aktif alt sistemi oluşturan “core” bölgesi- Gordon ve Redd (71)’den alınmıştır.

“Core” kasları yavaş kasılan ve hızlı kasılan kas liflerinden oluşur. Yavaş kasılan lifler primer olarak lokal kas sistemini (derin kas tabakası) oluşturur. Bu kasların uzunluğu daha kısadır ve intersegmental hareketi kontrol etmek, postür ve ekstrinsik yüklerdeki değişikliklere yanıt vermek için özelleşmiştir. Lokal kaslar arasında transversus abdominus, multifidus, internal oblik, derin transversospinalis ve pelvik taban kasları bulunur. Multifidus, daha uzun, çok eklemlili kasların omurga hareketlerini kontrol etmek için daha verimli çalışmasını sağlayan tek eklemlili segmental stabilizasyon sağlayan kısa kaslara bir örnektir ve Multifidus'un kronik bel ağrısı olan kişilerde atrofik olduğu bulunmuştur (72). Öte yandan, hızlı kasılan lifler global kas sistemini (yüzeysel kas tabakası) oluşturur. Bu kaslar uzundur ve büyük kaldıraç kollarına sahiptir, bu da büyük miktarda tork ve büyük hareketler üretmelerine neden olur. Global kaslar arasında erektör spina, dış oblik, rektus abdominus kasları ve quadratus lumborum bulunur (8,73). Distal segmentlerin primer hareket kaslarından birçoğu (Lattissimus Dorsi, Pectoralis Major, Hamstringler, Quadriceps ve İliopsoas) “core” bölgesine tutunur. Ekstremitenin majör stabilizatör kasları da (üst ve alt Trapez, kalça rotatörleri ve glutealler) “core” bölgesine tutunur (9).

Kuvvet üretimini en üst düzeye çıkarmak ve yürüyüşten farklı spor hareketlerine kadar tüm faaliyet türlerinde eklem yüklerini en aza indirmek ve etkili biyomekanik işlev için “core” stabilizasyonun önemli olduğu bilinmektedir. “Core” stabilite birleşik hareketlerde distal segmente optimum kuvvet ve hareket üretimi, transferi ve kontrolünü sağlamak için gövdenin pelvis üzerindeki pozisyonunu ve hareketini kontrol etme yeteneği olarak tanımlanır. “Core” kas aktivitesi en iyi, stabilite sağlamak ve hareket üretmek için lokal, tek eklemlili ve çok eklemlili kasların önceden programlanmış entegrasyonu olarak tanımlanabilir. Bu entegrasyon, distal hareketlilik için proksimal stabilitenin sağlanmasına, kuvvet üretim paterninin proksimalden distale doğru olmasına ve distal eklemleri hareket ettiren ve koruyan interaktif hareketlerin ortaya çıkmasına yol açar (9). “Core” bölgesi distal segmentlerin hareketliliği için anatomik bir temel oluşturmaktadır ve bu durum bir çok kaynakta “distal hareketlilik için proksimal stabilite” olarak tanımlanır (9,74,75). Fiziksel aktivitelerinde stabilizasyon ve kuvvet üretimi için “core” bölgesinin işlevinin önemi ile ilgili daha fazla çalışma yapılmakta ve giderek daha fazla kabul edilmektedir (76–78).

Herhangi bir hareketten önce, “core” bölgesinin aktif olması gerekir (abdominal içe alma manevrası ile) (66,79,80). Hareketin fazik kısmına bilinçli şekilde odaklanma gerçekleşirken, stabilizasyon işlevi bilinçaltında ve otomatiktir. Bu nedenle, stabiliteden genellikle ödün verilir ve kolayca yeniden eğitilemez. Düzeltici stabilizasyon eğitiminin herhangi bir rehabilitasyon programında birinci adım olması önerilmektedir. Stabilizasyonu zayıf bir hastaya planlanan denge veya güçlendirme egzersizlerinin etkisi sınırlı olacak ve hatta patolojik hareket paternlerini artırarak hastanın ağrısını şiddetlendirebilecektir (8,81).

Spinal stabilite ve temel ekstremite lokomotor fonksiyonunu esas olarak subkortikal merkezi sinir sistemi kontrolü altındadır. Eğer merkezi sinir sistemi kontrolü yeterliyse ve kaslar dengeli bir şekilde aktive olursa, her duruş ve her spontan hareket otomatik olarak tüm eklemleri fonksiyonel olarak merkezi bir konuma getirir. Fonksiyonel olarak merkezlenmiş (nötr veya optimal fonksiyonel pozisyonda) eklem, sonrasında tüm hareket aralığı boyunca en etkili mekanik avantajı sağlayan, en optimal eklem pozisyonuna götüren dinamik bir nöromusküler stratejidir. Eklemi oluşturan kemikler ile kavite arasındaki eklem temas alanı, bağ doku geriminden etkilenir (82) ve merkezlenmiş eklem en büyük interosseöz temasa sahip olduğu varsayılır, bu da eklem üzerinde ve kinetik zincir boyunca optimal yük aktarımına izin verir. Bu durum yüklenme sırasında, maksimum yükleme ile eklem kapsülü ve bağlarda minimum gerilim oluşması ve yükleme sırasında tüm eklem yapılarının korunması anlamına gelir (81).

Rehabilitasyon programı, spinal stabilizasyonu sağlayan aktif alt sistemin önemli yapısı olan “core” bölgesinin kendisinin restore edilmesini içerirken aynı zamanda ekstremite fonksiyonu için bir temel olarak da “core” bölgesine odaklanmalıdır (9). “Core” stabilite için özellikle M. Transversus Abdominus ve M. Multifidus olmak üzere derin kas sistemine büyük bir dikkat çeken araştırmalar yayınlanmıştır (68). Elektromyografi çalışmaları, multifidus’un transversus abdominus ile birlikte bütün gövde hareketleri sırasında aktif olan tek kas olduğunu göstermiştir (83,84). Bu çalışmalardan birinde, gövdenin maruz kaldığında ani pertürbasyonlarda herhangi bir diğer karın kasından önce transversus abdominusun aktive olduğu gösterilmiştir (84). Üst ekstremite hareketleri sırasında abdominal aktiviteye bakan başka bir çalışmada ise yine transversus abdominusun, kol

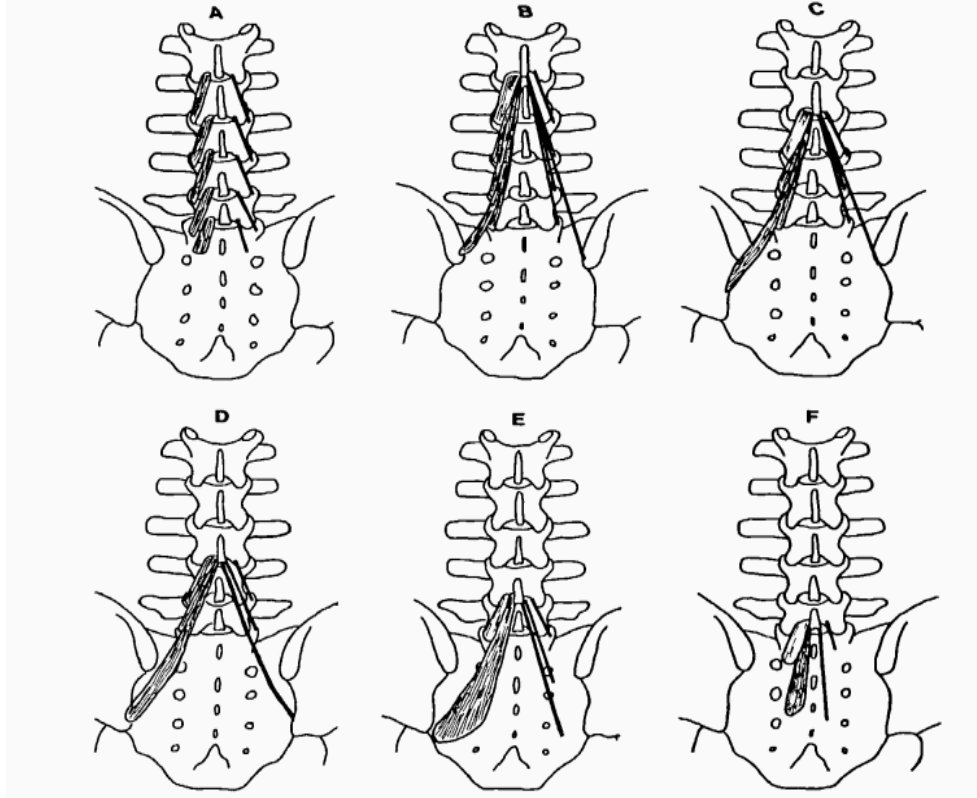
hareketlerinin başlamasından hemen önce aktif olan tek kas olduğu bildirilmiştir (85). Transversus abdominus ve multifidus'un, sağlıklı kişilerde lumbal omurgayı stabilize etmek için, üst ekstremitte (omuz eklemi) hareketinden 30 ms önce ve alt ekstremitte hareketinden 110 ms önce kasıldığı gösterilmiştir (85,86).

### **2.3.3. M. Multifidus**

Multifidus, lumbosakral bölgedeki en kalın ve en gelişmiş kastır. Lumbal vertebraların laminalarında ve spinöz çıkıntılara tutunan liflerden oluşur. Multifidus kasının lifleri, omurganın tabanında stabilite sağlayan kısa yapıya ve geniş enine kesit alanına sahiptir (87).

Multifidus kasının liflerinin birçoğu vertebranın mamillar prosesine bağlanırken, bu liflerin daha derin olanlarından bazıları mamillar proseslerin yanındaki zigapofizyal eklemlerin kapsüllerine yapışmaktadır (Şekil 2.5). Bu bağlantı, multifidus tarafından gerçekleştirilen hareketler sırasında eklem kapsülünün eklem içine sıkışmasını önler. Lumbal multifidusun morfolojisinin temel özelliği, fasiküllerinin segmental olarak düzenlenmesidir. Her bir lumbal vertebra, spinöz çıkıntılardan başlayıp mamillar çıkıntılara, illiak tepelere ve sakruma uzanan bir grup life sahiptir. Bu durum, multifidus liflerinin, asıl etkilerinin lumbal spinöz çıkıntılara bir bir odaklanacak şekilde düzenlendiğini göstermektedir. Tek bir spinöz çıkıntıya, uyum içinde etki etmek için tasarlanmışlardır. Bu durum, kasın inervasyon modeli ile de desteklenmektedir. Her bir spinöz çıkıntıya tutunan fasiküller, o vertebranın altından çıkan dorsal ramusun medial dalı tarafından inerve edilir. Böylece, doğrudan belirli bir vertebral segmente etki eden kaslar, ilgili segmentin siniri tarafından inerve edilir (88).



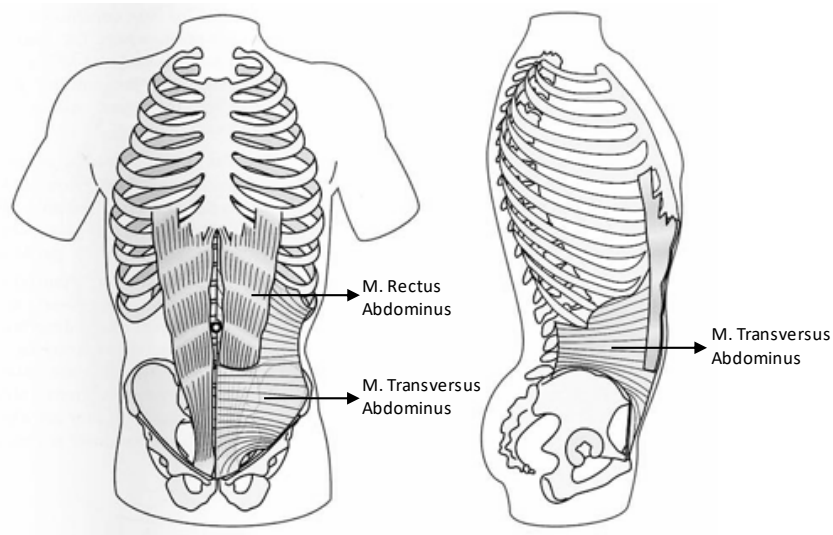


**Şekil 2.5.** M. Multifidus liflerinin parçaları. (A) Multifidusun laminar lifleri. (B) sırasıyla, L1-L5 spinöz çıkıntılarından uzanan Multifidus lifleri.- Boogduk (88)'den alınmıştır.

Multifidus kasının mimari yapısını inceleyen çalışmalarda kasın, geniş fizyolojik enine kesit alanına ve kısa kas liflerine sahip olduğu gösterilmiştir. Multifidus kasının tanımlanan mimari yapısı, dar hareket aralığında büyük kuvvetler oluşturabilmesini sağlar. Bu tasarım, multifidus kasının kolumna vertebralisdeki stabilizatör fonksiyonunu öne çıkarır (87). Elektromiyografi çalışmaları multifidus kasının derotasyonda değişken şekilde aktif olduğunu ve paradoksal olarak hem ipsilateral hem de kontralateral rotasyonda aktif olduğunu ortaya koymuştur. Bu nedenle multifidus kasının primer eyleminin rotasyon olmadığı, rotasyon hareketinde sadece stabilizatör fonksiyonu olduğu belirtilmiştir (88). Stabilizatör olarak, vücut uzun süreli fleksiyon (bir nesne montajı için çalışmak gibi) veya ekstansiyon (ayakta durma gibi) pozisyonunda kaldığında, kolumna vertebralis boyunca etki eden yüklerin optimum seviyede tutulmasını sağlar (87).

### 2.3.4. M. Transversus Abdominus

Abdominal kaslar; tranversus abdominus, internal ve eksternal oblikler ve rektus abdominus'tan oluşur. Transversus abdominus kası, lateral abdominal kasların en derinde bulunur (Şekil 2.6). Lumbal vertebraların transvers proseslerinin uç kısmına posteriordan bağlanır ve horizontal lifleri iç organları anteriolateralden çevreler. Rektus abdominusun lateral sınırından bir aponevroz ile ayrılır ve orta hattı geçerek karşı taraftaki tranversus abdominus ile birleşir. Transversus abdominus sadece orta lifleri horizontal olarak ilerlerken, üst lifleri superior-medial oblik olarak, alt lifleri inferior-medial oblik olarak ilerler. En alttaki lifler symphysis pubisin superior sınırında sonlanır ve internal obliklerle birleşerek birleşik tendonu oluşturur (89).



Şekil 2.6. M. Transversus Abdominus – Kapandji (89)'den alınmıştır.

Tranversus abdominus'un kontraksiyonuyla intra-abdominal basınç artar ve torakolumbal fasya gerilir. Transversus abdominusun lumbal omurganın stabilizasyonunda kritik rol oynadığı önceki çalışmalarda vurgulanmıştır (84,90). Abdominal kas kontraksiyonları sert bir silindir oluşturarak lumbal omurganın dayanıklılığını arttırmaya yardımcı olur (91). Rectus abdominus ve oblik abdominallerin ekstremit hareketlerine göre yöne özgü paternlerde aktive edildiğini ve böylece ekstremit hareketlerinden önce postural destek sağladığını bilmek

önemlidir (75,92–94). İntra-abdominal basıncı artıran kontraksiyonlar üst ekstremitelerde büyük segmental hareketin başlangıçtan önce ortaya çıkar (66,95). Bu şekilde, ekstremitelerin hareketi ve kas aktivasyonu için stabil bir tabana sahip olmasını sağlamak üzere ekstremiteler hareketleri oluşmadan önce omurga (ve “core” bölgesi) stabilize edilir (96).

Transversus abdominus aynı zamanda intra-abdominal basıncı artırma ve torakolumbal fasya bağlantısıyla lumbal bölgeyi stabilize etmekteki primer fonksiyonu nedeniyle “korse kası” olarak da bilinir. Transversus abdominus, abdominal bölge kaslarından torakolumbal fasya ile en geniş bağlantısı olan kastır ve bu kası internal oblik kaslar takip eder (62,97).

### **2.3.5. Spinal Stabilizasyonun Değerlendirilmesi**

Spinal stabilizasyon performansının değerlendirilmesi, egzersiz programı geliştirirken strateji belirlemek için oldukça önemlidir. Spinal stabilizasyon alanında çalışan yazarlar tarafından uygulanan değerlendirme yöntemleri arasında farklılıklar bulunmaktadır.

Araştırmacılar, elektromiyografi ve ultrason görüntüleme gibi doğrudan ve dolaylı ölçümlerle transversus abdominus kasının aktivitesini değerlendirmiştir. Ancak yüksek maliyet, ağırlı olma riski ve enfeksiyona neden olma riski, bu yöntemlerin klinik pratikte kullanımını sınırlamaktadır (98). İzokinetik kuvvet ölçümü (99) ve ön-yan abdominal güç testi (100) gibi saha testleri kullanılsa da bu testlerle ilgili belirtilen genel limitasyon, artmış veya azalmış inter-segmental hareketleri doğru bir şekilde tespit etme zorluğudur (101,102). Alternatif bir yaklaşım olarak Jull ve ark, derin spinal kaslarının stabilizasyon kapasitesini ölçmek için tasarladıkları cihaz "*Stabilizer Pressure Biofeedback Unit*" (Basınç Geribildirim Ünitesi-BGU)'dır. BGU, sagittal yük altında lumbal hareketin sagittal düzlem kontrolünü değerlendirmektedir (103). BGU kullanılarak, abdominal duvar basıncı değişiklikleri yoluyla transversus abdominus ve multifidus aktivitesinin dolaylı ölçümü yapılabilir (98,104). BGU ile yapılan testte transversus abdominus ve multifidus gibi yerel stabilizatör kasların aktivasyonu gerekirken rektus abdominus ve eksternal obliklerde de minimum kontraksiyon görülür (85). BGU'nin derin abdominal kasların lumbal omurgayı aktif

olarak stabilize etme yeteneğini değerlendirmek için geçerli ve güvenilir bir yöntem olduğu önceki çalışmalarda belirtilmiştir (105,106).

Abdominal içe alma manevrası (*Abdominal Drawing In Maneuver-ADIM*), spinal stabilizasyondan sorumlu “core” sistemin aktivasyonunu gerektiren bir tür stabilizasyon egzersizidir (Şekil 2.7). ADIM tekniği ile öncelikle derin tabakadaki kaslar aktive olurken, yüzeysel tabakada bulunan karın kaslarının kasılması en aza inmektedir (107). BGU ile yapılacak ölçümden önce, test uygulayacak kişiye ADIM manevrası kullanarak, seçici olarak transversus abdominus kaslarını nasıl kasabilecekleri anlatılmalıdır. Test sırtüstü veya yüzüstü pozisyonda yapılabilmektedir. Önceki çalışmalarda, BGU kullanarak kişi hem yüzüstü (106,108–110) hem sırtüstü (104,110–112) pozisyondayken stabilizatör fonksiyonu değerlendirilmiştir.

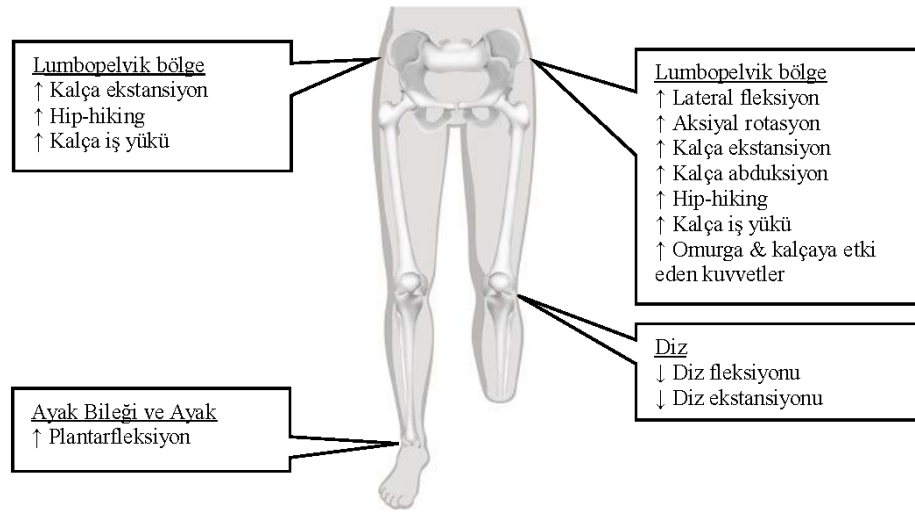


**Şekil 2.7.** ADIM sırasında, iç obliklerde belirgin kontraksiyon olmaksızın alt karın duvarında transversus abdominusun palpe edilmesi.

#### **2.4. Amputasyonu Olan Bireylerde Spinal Stabilizasyon**

Kolumna vertebralis biyomekaniği düşünüldüğünde lumbal bölgeye etki eden yükler, primer olarak kaslardan kaynaklanan internal doku kuvvetleri ve belirli bir aktivite sırasında oluşan net mekanik yüklenme arasındaki etkileşimindedir (113–118).

Amputasyonu olan bireylerde kolumna vertebralisdeki stresin artmasına yol açan çeşitli kinetik ve kinematik değişiklikler ortaya çıkar. Amputasyondan sonra kişi, dinamik stabiliteyi korumak için protez ile "yeni normal" hareket modeli geliştirir. TT amputasyonu olan bireylerde, ampute ve sağlam ekstremitedeki bilinen değişiklikler Şekil 2.8’de gösterilmiştir (119–122).



**Şekil 2.8.** TT amputasyonu olan bireylerde, yürüyüş sırasında biyomekanik kompensasyonlar. Yukarı ok (↑) artma; aşağı ok (↓) azalma.- Wasser ve ark (122)'dan alınmıştır.

Bu değişikliklerin bir sonucu olarak amputasyonu olan kişilerde, sağlıklı bireylere kıyasla ayakta durma aktiviteleri için daha yüksek metabolik harcama gerçekleşir (123). Daha fazla eklem ve kas kaybı, hareket stratejilerini değiştirir, hareket verimliliğini azaltır ve kalan kaslara enerji talebini artırır. Amputasyon seviyesi ne kadar yüksekse oksijen maliyeti o kadar yüksektir (123). Enerji harcaması aynı zamanda kompensasyon stratejisine bağlıdır (23). Kuvvet ve moment oluşturma kapasitesinin azalması ve ambulasyon aktivitelerinde artan metabolik maliyetleri nedeniyle, pelvis, kalça ve lumbal omurga çevresindeki proksimal kaslar, dengeyi korumak ve fonksiyonel yürüyüş gerçekleştirmek için kompensasyon stratejileri kullanırlar. Bu kompensasyon stratejileri gövde kaslarının aktivasyon paternlerinin değişmesi ile, duruş fazında antagonistik kasların ko-aktivasyonunu ve parmak kalkışında asimetrik gövde postürünü içerebilir (118).

TT amputasyonu olan bireylerde gövde, pelvis ve lumbal omurgada meydana gelen değişiklikler yürüyüş kinematiği üzerinde de etkisini gösterir (124). Yürüyüşün tek destek periyodunda, ampute ekstremitedeki zayıf abduktör kaslar üzerindeki yükü azaltmak için gövde, ampute ekstremiteye doğru nispeten daha fazla lateral fleksiyon yapma eğilimindedir. Birçok araştırmacı alt ekstremitte amputasyonu olan kişilerde yürüyüş sırasında gövdenin artmış frontal düzlem hareketini, moment üretmek için

gelişen bir nöromusküler kompensasyon stratejisi olarak tanımlamıştır (125). Yürüyüş sırasında artan ve asimetrik hale gelen gövde hareketinin lumbal bölgede daha yüksek net mekanik yüklenme oluşturduğu rapor edilmiştir (126,127). Yürüyüş gibi aktivitelerde hareketlerin tekrarlayan doğası nedeniyle, omurgada daha fazla yüklenme oluşmakta ve doku düzeyinde meydana gelen değişiklikler bel ağrısı riskinin artmasına yol açmaktadır.

Sağlam ve ampute taraflar arasındaki asimetrik güç ve asimetrik “core” aktivasyonuna ikincil olarak çift destek periyodunda, lumbal bölgedeki aksiyal rotasyon hareket açıklığı, amputasyonu olan kişilerde sağlıklı kişilere göre daha fazladır (122). Yürüyüş sırasında toplam mekanik işin yaklaşık %58'i, enerjinin gövdeden kalçaya aktarıldığı sallanma fazı başlangıcı sırasında gerçekleşir (128). Sallanma fazının sonunda ise enerji ekstremiteden gövdeye proksimal olarak aktarılır. Bel ve “core” kas sistemi, enerji transferleri sırasında dengeyi korumak ve hareketi kontrol etmek için sürekli yük altındadır (122).

Amputasyonu olan bireylerde tanımlanan mekaniklerin etkisiyle, kronik asimetrik ve yüksek aksiyal spinal yüklenme, doku düzeyinde bel ağrısının başlamasına katkıda bulunan önemli risk faktörleridir. Bel ağrısı, alt ekstremitte amputasyonu sonrasında karşılaşılan son derece yaygın durumdur ve prevalansı genel popülasyonda olduğunun neredeyse iki katıdır (sırasıyla %52-89 ve %6-33) (129,130). Bel ağrısına sebep olan bir çok faktör olduğu kabul edilmekle birlikte (131), özellikle bu popülasyonda bel ağrısının başlangıcı ve/veya kalıcı hale gelmesi için değişen motor davranışlar gibi biyomekanik faktörlerin sebep teşkil ettiği konusunda artan sayıda kanıt vardır. Alt ekstremitte amputasyonu kişilerde yürüyüş sırasında gözlemlenen artmış gövde hareketleri (126), rijit gövde-pelvis koordinasyon paternleri (132) ve artmış gövde kas aktivasyonu (125) bahsedilen biyomekanik faktörler için verilebilecek örneklerdir. Değişen hareketler ve gövde kası aktivasyonunun, spinal yükü etkilediği ve dolayısıyla bel ağrısı riskini artırdığı düşünülmektedir (118).

Mevcut kanıtlar, spinal veya “core” stabilizasyon egzersiz eğitiminin, lumbal bölgede oluşan açıl kinematikleri iyileştirmesiyle yürüyüş parametrelerinin olumlu şekilde etkileneceğini göstermektedir (11). Ayrıca, “core” stabilizasyonun ve kuvvetin bel ağrısının iyileştirilmesi için anahtar olduğu konusunda genel bir fikir birliği vardır,

ancak alt ekstremite amputasyonu olan kişiler için spesifik klinik uygulama kılavuzları açıkça tanımlanmamıştır (122,133–136).

“Core” veya proksimal stabilite, amputasyonu olan bireylerde yüksek yaşam kalitesi ile ilişkilidir (5). Bu nedenle, “core” ve denge eğitimi, distal mobilitiyi geliştirmek ve kuvvetli ekstremite hareketlerinin üretilmesi için kritik öneme sahiptir (137).

Sonuç olarak; TT amputasyonu olan bireylerde rehabilitasyon hedefleri quadriceps ve hamstring kuvveti ile kalça ve “core” stabilitesini iyileştirme ve koruma yönünde olmalı, TF amputasyonu olan bireyler için ise kalça ve “core” stabilizasyonuna odaklanılmalıdır (138,139).

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışma, prospektif randomize kontrollü olarak planlanarak Haziran 2019 - Haziran 2020 tarihleri arasında Hacettepe Üniversitesi, Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Fakültesi, Protez-Ortez-Biyomekanik Ünitesi'nde ve Başkent Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Fakültesi, Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü'nde yürütüldü. Çalışma, Başkent Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından 28.06.2019 tarih ve 19/32 sayılı karar ile etik olarak uygun görüldü (KA19/143) (EK 1).

#### 3.1. Araştırma Grupları

Çalışmaya diz altı amputasyonu olan bireyler dâhil edildi. Çalışma ile ilgili bilgilendirildikten sonra katılımcı olmayı kabul eden bireylerin tümünden yazılı olarak bilgilendirilmiş gönüllü olur formu alındı.

Yapılan güç analizi sonucunda, pilot çalışma referans alınıp etki büyüklüğü orta düzey kabul edilerek %85 güç ile örneklem büyüklüğü toplam 18 kişi olarak belirlendi.

##### 3.1.1. Dâhil Edilme Kriterleri

- 18 – 60 yaş arasında olan,
- Unilateral TT amputasyonu olan,
- Güdük volümü stabil hale gelmiş olan ve en az 6 aydır protez kullanan,
- Protez kullanıcısı olan (grupların kullanılan eksternal destek açısından homojenizasyonu için, total temas soketli ve karbon kompozit ayaklı protez sistemleri -Pin Sistem, Pasif Vakum Sistemi veya Aktif Vakum Sistemi-kullanan),
- Amputasyon olan ekstremitedeki quadriceps ve hamstring kas kuvveti Dr. Lovett'in geliştirdiği manuel kas testi yöntemine göre en az "dört" olan (140),
- Çalışmaya katılmaya gönüllü olan bireyler dâhil edildi.



### 3.1.2. Dâhil Edilmeme Kriterleri

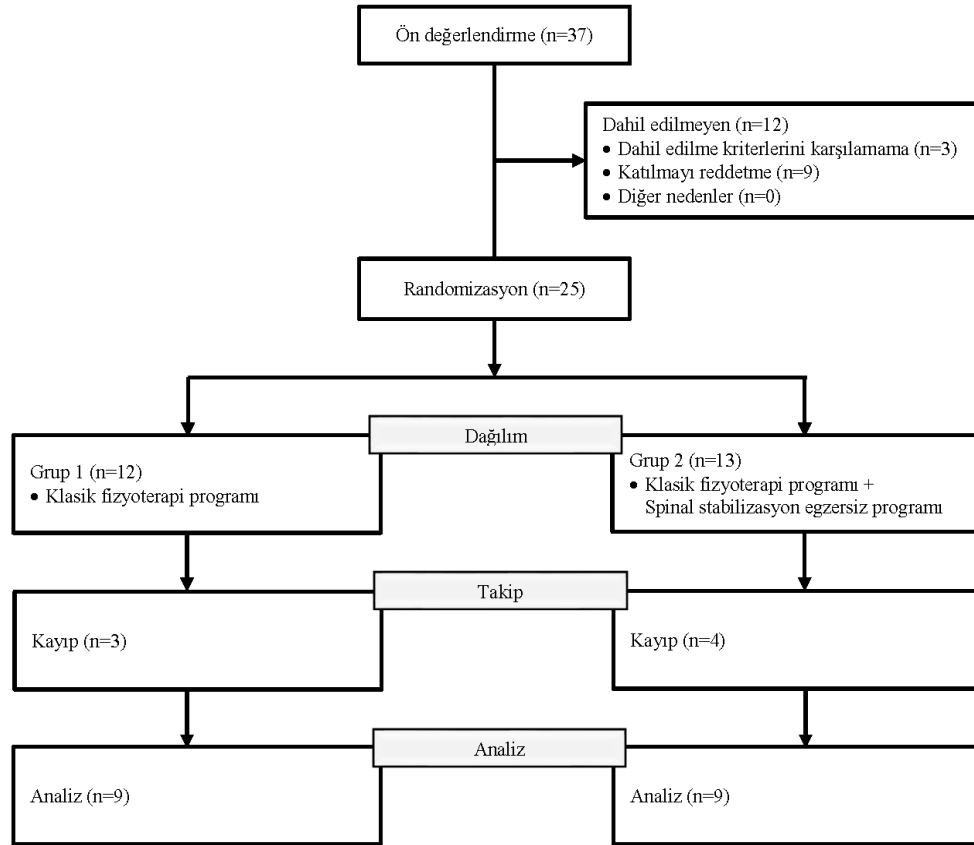
- Gdg boy, Şekil ve dem açısından protez kullanımına engel teşkil eden,
- Hareket kısıtlılığı olan,
- Gdkte fantom ağrısı bulunan,
- Amputasyon dışında fonksiyonel kapasitesini etkileyebilecek herhangi bir rahatsızlığı veya sağlık problemi (kardiyak, pulmoner, nörolojik ya da ortopedik hastalık) olan,
- Çoklu ekstremite kaybı olan,
- Katılmayı reddeden,
- Egzersiz programına düzenli olarak katılmayan bireyler dâhil edilmedi.

### 3.2. Yöntem

Çalışmaya dahil edilme kriterlerine uyan 25 unilaterale TT amputasyonu olan birey rastgele dağıtım yazılım programı (Graphpad Software QuickCalcs, GraphPad Software Inc., La Jolla, CA, USA) kullanılarak randomize Şekilde Grup 1 ve Grup 2 olarak ikiye ayrıldı. Amputasyonu olan Grup 1'deki bireylere temel egzersiz eğitimini içeren klasik fizyoterapi programı uygulandı. Amputasyonu olan Grup 2'deki bireylere ise klasik fizyoterapi programına ek olarak spinal stabilizasyon egzersiz programı uygulandı. Her iki gruptaki eğitimler haftada 3 gün, ortalama 45-50 dakika, toplam 8 hafta devam etti.

Eğitim programının başında ve sonunda; derin spinal kasların stabilizasyon kuvveti, enerji harcaması ve egzersiz kapasitesi, yorgunluk, fonksiyonel mobilite ve protezle algılanan mobilite düzeyine olan etkisi değerlendirildi.

Çalışmanın akış Şeması Şekil 3.1'de verilmiştir.



Şekil 3.1. Akış şeması

### 3.2.1. Katılımcıların Değerlendirilmesi

#### Kişisel ve Proteze Ait Özelliklerin Değerlendirilmesi

Çalışmaya dahil edilen bireylerin yaş, boy, kilo, eğitim düzeyleri, şu anki iş durumları gibi bilgileri içeren demografik özellikleri kaydedildi. Amputasyon nedeni, tarihi gibi amputasyona ilişkin bilgiler ile protez kullanım süresi, son protez tipi, günlük protez kullanım süresi gibi protez kullanımına ilişkin bilgiler kaydedildi.

#### Enerji Harcaması ve Egzersiz Kapasitesinin Değerlendirilmesi

Enerji harcaması ve egzersiz kapasitesinin değerlendirilmesi “6 Minute Stepper Test” (6 Dakika Adımlayıcı Testi- 6DAT) sırasında adımlayıcı (*stepper*) (Mini Stepper Essential, Domyos, Villeneuve, France) (Şekil 3.2) ve portatif egzersiz testi cihazı (Cosmed, Fitmate Pro, Rome, Italy) (Şekil 3.3) kullanılarak yapıldı (141–143).



Şekil 3.2. Adımlayıcı cihazı



Şekil 3.3. Portatif egzersiz testi cihazı

6DAT için verilen talimatlar, Amerikan Toraks Derneği tarafından verilen 6 Dakika Yürüme Testi talimatlarından uyarlandı (144):

*Bu testin amacı, altı dakikalık süre boyunca yapabileceğiniz en yüksek adım sayısını yapmaktır. Altı dakika uzun bir süre, bu yüzden kendinizi zorlayacaksınız. Muhtemelen nefessiz kalacak veya bitkin olacaksınız. Gerektiğinde yavaşlayabilir, durabilir ve dinlenebilirsiniz. Dinlenirken duvara yaslanabilirsiniz, ancak mümkün olan en kısa sürede egzersize devam etmeniz gerekiyor. Doğru hareket şudur: Basamak, basamak tabanına dokunana kadar bükülmüş bacağı düzeltmeniz gerekiyor. Sonra diğer bacakla aynı hareketi yapın.*

Performansı etkileyebilecek herhangi bir ses veya işitsel uyarıyı engellemek için test, izole bir odada yapıldı. Adımlayıcı, denge kaybı veya yorgunluk durumunda kişinin duvara elini koymasına izin vermek için duvarın yakınına yerleştirildi. Adımlayıcıdaki başlangıç pozisyonu, sol veya sağ ayak yukarıda, diğer ayak aşağıda ve kollar vücudun yanında olacak şekilde idi (Şekil 3.4). Bireyler tercih ettikleri konumu seçebildi (sol veya sağ ayak aşağıda). Basamak yüksekliği her testte sabit tutuldu. Başlangıç pozisyonunda iki dakikalık bir dinlenme süresinden sonra altı dakikalık egzersiz testi yapıldı.



**Şekil 3.4.** 6DAT başlangıç pozisyonu

Egzersiz testi sırasında, kolların kullanımıyla ilgili yalnızca bir talimat verildi: “denge kaybı olmadıkça ellerinizi kullanarak duvara yaslanmayın” (Şekil 3.5). Bu durumda katılımcılar dengelerini sağlamak için duvarı kullanabildi. Testin başlangıcından itibaren geçen süre her dakika sonunda bildirildi. Bu, test sırasında verilen tek geri bildirimdi ve başka hiçbir şekilde teşvik unsuru kullanılmadı. Tüm testler sırasında, bireyler kendi adım atma miktarlarını (yani kadans) özgürce seçebildi. Egzersizin sonunda, toplam adım sayısı not edildi ve katılımcının adımlayıcıdan inebileceği 2 dakikalık bir pasif dinlenme süresine izin verildi. Bundan sonra, kişinin kalp atış hızının dinlenme değerlerine dönmesine izin vermek için 10 dakikalık bir dinlenme periyodu uygulandı (145).



**Şekil 3.5.** 6DAT denge kaybında duvar desteği

Enerji harcaması ve egzersiz kapasitesini belirlemek için tüketilen oksijen miktarını ölçen metabolik analizör Fitmate PRO (Cosmed, Roma - İtalya) cihazı kullanıldı. Submaksimal 6DAT egzersiz testi sırasında katılımcılara 28 mm'lik bir optoelektronik okuyucuya (Roma, İtalya) bağlı yeniden kullanılabilir bir kardiyorespiratuvar fitness maskesi ve bir polar kalp hızı vericisi takıldı. Optoelektronik okuyucu ve Polar HR vericisinden gelen kablolar Fitmate'in arka paneline bağlandı. Fitmate fabrikada Cosmed (Roma, İtalya) tarafından kalibre edildi ve her testten önce bu sistem bir otomatik kalibrasyona tabi tutuldu (146). Fitmate PRO cihazının geçerliliği daha önceki çalışmalarda onaylanmıştır (61,146).

6DAT öncesinde bireylerin kalp atım hızı (bpm),  $VO_2$ kg (kilogram başına oksijen tüketimi) (mL/dk/kg), EH (enerji harcaması) (kcal/h) değerleri; test sırasında Maks $VO_2$  (kilogram başına maksimum oksijen tüketimi) (mL/dk/kg), MaksEH (maksimum enerji harcaması) (kcal/h) değerleri kaydedildi. Test sonunda yürünen mesafe, adım sayısı olarak kaydedildi.

### **Yorgunluğun Değerlendirilmesi**

6DAT sırasında oluşan genel yorgunluğu değerlendirmek için test öncesinde ve sonrasında “Modifiye Borg Skalası” kullanılarak algılanan yorgunluk düzeyi kaydedildi (147) (EK 2).

Ölçek, bireylerin egzersiz veya egzersiz testi sırasındaki efor düzeylerini öznel olarak derecelendirmelerine olanak tanır. 0-10 arasında puanlanan ölçekte, en düşük 0 puan “hiç yok”, en yüksek 10 puan “çok şiddetli” yorgunluğu ifade eder (148). Test sırasında oluşan yorgunluğu değerlendirmek için, test başlangıcı ve test bitişinde kaydedilen yorgunluk düzeyinin farkı hesaplandı.

### **Derin Spinal Kasların Stabilizasyon Kuvvetinin Değerlendirilmesi**

Derin spinal kaslarının stabilizasyon yeteneği “*The Stabilizer Pressure Biofeedback Unit*” (Basınç Geribildirim Ünitesi- BGU) aleti kullanılarak değerlendirildi (106).

BGU fizyoterapistler tarafından tasarlanmış ve hava doldurularak basınç uygulanan bir hücredeki basınç değişimini gösteren bir alettir. Cihaz, üç hücreli bir basınç bölmesi ve kombine bir manometreden oluşur (Şekil 3.6). Stabilizer ilgili vücut segmentinin hareketini izlemek, ölçmek ve geri bildirim sağlamak için kullanılır (104,149).



**Şekil 3.6.** Basınç geribildirim ünitesi

Katılımcılardan, testten hemen önce mesanelerini boşaltmaları ve testten bir gün önce karın kaslarını özel olarak çalıştırmamaları istendi. Test sırasında katılımcılardan, başlarını bir tarafa çevirerek yüzüstü yatmaları istendi. Cihazın üç bölmeli basınç hücresi abdominal bölgenin alt kısmına ve spina iliaca anterior superiorların ortasına denk gelecek şekilde yerleştirildi. Katılımcılara, Richardson ve ark'nın belirtildiği gibi, ADIM kullanarak, seçici olarak transversus abdominus kaslarını nasıl kasabilecekleri anlatıldı (150). Optimal bir seviye elde edildiğini

hissedene kadar uygulama yapmaları için izin verildi, ancak erken yorgunluğu önlemek amacıyla altıdan fazla denemeye izin verilmedi. Manometrenin basıncı 70 mmHg'ya kadar şişirildikten sonra, katılımcılardan daha önce öğretildiği şekilde, hiçbir omurga veya pelvis hareketi olmaksızın ADIM ile abdominal duvarı içeri doğru çekmeleri istendi. Ölçüm için basınç değerleri, arka arkaya 3 kere, 10 saniyelik kontraksiyonun (zamanla için kronometre kullanıldı) başlangıcında ve bitişinde kayıt edildi. Basınç değerindeki değişiklikler, 70 mmHg değeri baz alınarak hesaplandı ve her okumadan sonra BGU sıfırlanarak 70 mmHg'ya ayarlandı. Üç kasılma sonunda basınçtaki ortalama değişim mmHg olarak hesaplandı ve daha sonraki analizlerde kullanıldı. Veri toplama sürecinde katılımcılara geribildirim verilmedi (106).

Tablo 3.1'de abdominal içe alma manevrasında stabilizer ile kaydedilen basınç değişikliğinin yorumlanmasına ilişkin Hodges ve ark. çalışmasından alınan değerler verilmiştir.

**Tablo 3.1.** Değişen seviyelerde anterolateral abdominal fonksiyonla ilişkili yayınlanmış kılavuz basınç değişiklikleri - Hodges ve ark (109)'dan alınmıştır.

Basınç Aralığı (mmHg)		Çalışma
≥ -5,82	Normal yanıt	Hodges ve ark, 1996
≥ -4	Normal yanıt	Jull ve Richardson, 1994 Richardson ve ark, 1995
-2 den -4 e kadar	Orta seviye (belirsiz yanıt)	-
< -2	Anormal yanıt	Richardson ve ark, 1995

### Fonksiyonel Mobilitenin Değerlendirilmesi

Fonksiyonel mobilitenin değerlendirilmesi "Sürelî Kalk ve Yürü Testi" (SKYT) kullanılarak yapıldı.

SKYT; ambulasyon, transfer ve dönüş yeteneğini içeren temel mobilite ölçümü sayılmaktadır (151). Test, bireyin sandalyede oturur pozisyondan ayağa kalkmasıyla başladı. Birey oturduğu yerden ellerini kullanmadan kalktı, 3 metre ileriye yürüdü, 180° dönerek başlangıç pozisyonuna geri döndü ve tekrar yerine oturduğunda test bitirildi. Toplam zaman ölçüldü ve sonuç saniye olarak rapor edildi. Üç test sonunda ortalama süre hesaplandı ve daha sonraki analizlerde kullanıldı. SKYT'nin unilaterale TT amputelerde yürüme kapasitesi yanında temel mobilite için gerekli çoğu

manevranın ölçülebildiği sayısal ve standardize bir yöntem olduğu önceki çalışmalarda bildirilmiştir (152).

### **Protez ile Algılanan Mobilite Düzeyinin Değerlendirilmesi**

Protezin ile mobilite düzeyini değerlendirmek için “*Prosthesis Evaluation Questionnaire*” (Protez Değerlendirme Anketi- PDA)’nin “Mobilite”(PDA-M) alt kategorisi kullanıldı (EK 3).

PDA, amputasyonlu kişilerin protezleri ve protezle ilişkili yaşam kaliteleri açısından kapsamlı bir şekilde değerlendirilmesi için tasarlanmıştır ve 9 alt ölçeği içeren 82 sorudan oluşur. Bu alt ölçekler engellenme, algılanan etkilenim, sosyal yük, mobilite, fayda, güdük sağlığı, fiziksel görünüm, sesler ve esenliktir (*frustration, perceived response, social burden, ambulation, utility, residual limb health, appearance, sounds, well-being*). PDA’ndeki 82 sorudan 76’sında puanlama için milimetre (0-100 mm) olarak ifade edilen görsel bir analog skalası kullanır. Görsel analog skalasının, sol son noktasından yanıtlayanın işaretinin olduğu noktaya kadar olan mesafe mm cinsinden belirlenerek, sürekli sayısal değişken olarak puanlama yapılır. Bazı sorularda ayrıca görsel analog skalasında puanlanan sorunun yanıtlayan için geçerli olmadığını gösteren onay işaretleri vardır. Bazı sorular için bir onay işareti 100 olarak puanlanırken, diğerleri için "yanıt yok" anlamına gelir. Her bir alt ölçek için puanlar, tüm soruların aritmetik ortalamaları hesaplanarak oluşturulur ve tek bir ölçekteki soruların en az yarısı, doğru değerlendirme için "yanıt yok" ile değil, sayı puanı ile yanıtlanmalıdır. PDA ölçeği, değerlendirmeden önceki 4 haftayı sorgular (153).

Katılımcılara ankete başlamadan önce testin orijinalinde belirtilen talimatlar verildi: “*Soruları okurken, cevapların doğru veya yanlış şeklinde olmadığını unutmayınız. Söz konusu başlıkta sadece kendi fikrinizi göz önünde bulundurunuz ve bize fikrinizi göstermek için çizginin başlangıcı ile sonu arasındaki herhangi bir yeri işaretleyiniz. Farklı aktiviteleriniz için farklı protezler kullanıyorsanız, en sık kullandığınız proteze göre soruları cevaplayınız. Cevaplarınızı lütfen hat üzerinde işaretleme (I) ile belirtiniz.*”

PDA-M, amputasyonu olan bireylerin son 4 haftada protez kullanarak algılanan mobilite potansiyelini değerlendirir. Protez ile ambulasyon (8 madde) ve



transferlerini (5 madde) değerlendiren 13 maddeden oluşmuş bir mobilite ölçeğidir. Mobilite alt ölçeği için puan, 13 sorunun aritmetik ortalaması hesaplanarak oluşturulur. Yüksek puan protez ile yüksek mobilitayı gösterir (154). Protez değerlendirmesi için literatürde sıklıkla kullanılan PDA'nin Türkçe versiyonu ve geçerlilik-güvenilirlik çalışması Safer ve ark. tarafından yapılmıştır (155).

### **3.2.2. Egzersiz Programı**

Katılımcılar, yapılan başlangıç değerlendirmeleri sonrasında haftada 3 gün, ortalama 45-50 dakika ve 8 hafta boyunca aynı fizyoterapist tarafından egzersiz eğitimine alındı. Rastgele atama sonucunda, egzersiz programına katılacak amputeler Grup 1 ve Grup 2 olarak belirlendi.

#### **Grup 1**

Amputasyonu olan kontrol grubundaki bireylerin egzersiz programında sadece klasik fizyoterapi programı uygulandı. Temel egzersiz eğitimini içeren klasik fizyoterapi programı,

- Dinamik egzersizler,
- Güçük kaslarını kuvvetlendirme,
- Karın-sırt kaslarını kuvvetlendirme,
- Sağlam taraf alt ekstremitte kuvvetlendirme egzersizlerini (1) kapsamıştır.

Klasik fizyoterapi programı kapsamında uygulanan dinamik egzersizler, anterior pelvik tilt ile küçük ekstansiyonu, lateral pelvik tilt ile beraber internal rotasyon pozisyonundaki küçük adduksiyonu, küçük abduksiyonu ile pelvik elevasyonu ve pelvik rotasyonu içerdi. Karın-sırt kaslarını kuvvetlendirmek için izotonik kontraksiyon içeren egzersizler uygulandı.

#### **Grup 2**

Amputasyonu olan çalışma grubundaki bireylerin egzersiz programında ise klasik fizyoterapi programına ek olarak lumbal bölgeyi içeren spinal stabilizasyon egzersizleri uygulandı.

Spinal stabilizasyon eğitim programı için abdominal korseleme dahil 6 egzersiz seçildi. Tablo 3.2'de açıklandığı gibi her egzersiz, eğitim süresince kolaydan zor

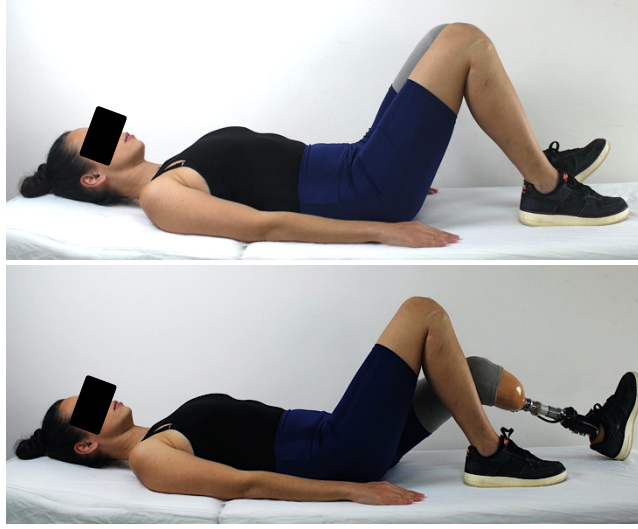
seviyelere ilerleyecek şekilde tasarlandı. Egzersiz zorluğunun artırılması hem ekstremitelerdeki hareketlerini hem de ekstremitelerdeki hareketlerinin sayısı artırılarak sağlandı. İlerleme hızı bireysel olarak değiştirildi ve uyumu teşvik etmek için egzersiz sayısı en aza indirildi. Liebenson'a göre (156), bu egzersizlerin kullanılması transversus abdominus ve multifidus kaslarını uyararak ve güçlendirmek için etkili bir yöntemdir. Spinal stabilizasyon egzersiz programı için Corio ve ark ile aynı protokol kullanıldı (11).

Egzersiz programına başlarken öncelikle katılımcılara ADIM öğretildi. ADIM için katılımcılardan sırtüstü yatarak, dizler 90° fleksiyon pozisyonunda, normal nefes alıp verirken karın omurgaya doğru yukarı ve içe çekip tutmaları istendi. Yüzeysel abdominal kasları aktive etmeden transversus abdominusun izole olarak kontraksiyonu hedeflendi. Hareket sırasında, “Nefes alıp vererek alt karınınızı yukarıya doğru yavaşça çekin, bunu yaparken karın kaslarınızı kullanmamaya çalışın” şeklinde talimat verildi (150).

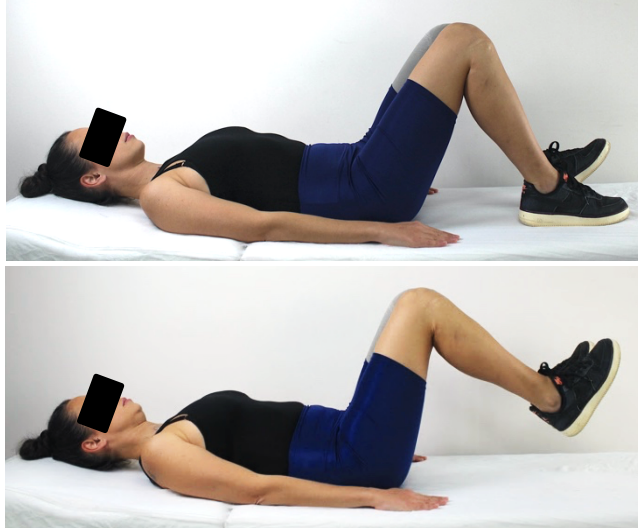
**Tablo 3.2.** Spinal stabilizasyon eğitim içeriği ve ilerleyiş- Corio ve ark.(11)'den uyarlanmıştır.

Egzersizler	Artan zorluk seviyesi *			
	A	B	C	D
<b>Abdominal korseleme (sırtüstü)</b>	Boşluk oluşturulur, alt abdominal kasları kasılır	Diğer egzersizlerin her biriyle birlikte abdominal destek devam ettirilir		
<b>Topuk kaydırma (sırtüstü) (Şekil 3.7)</b>	Topuk zeminde Tek taraflı- alternatif bacaklarla	Topuk zeminde Çift taraflı- kolları ekleme	Topuk zeminden kalkmış Tek taraflı- alternatif bacaklarla, kolları ekleme	Topuk zeminden kalkmış Çift taraflı- kolları ekleme
<b>Yerde yürüme (sırtüstü) (Şekil 3.8)</b>	Çengel pozisyonunda yatışta, ayaklar aynı anda <u>kısmi NEH içerisinde</u> yerden kaldırılır ve geri indirilir	Çengel pozisyonunda yatışta, ayaklar aynı anda <u>artan NEH içerisinde</u> yerden kaldırılır ve geri indirilir	Çengel pozisyonunda yatışta, ayaklar aynı anda <u>tam NEH içerisinde</u> yerden kaldırılır ve geri indirilir	
<b>Dizler bükük aralarını açma (sırtüstü) (Şekil 3.9)</b>	Çengel pozisyonunda yatışta, <u>kısmi NEH içinde</u> , dizleri orta hattın dışına doğru hareket ettirir ve başlangıç pozisyonuna geri döner	Çengel pozisyonunda yatışta, <u>NEH'ni arttırarak</u> , dizleri orta hattın dışına doğru hareket ettirir ve başlangıç pozisyonuna geri döner	Çengel pozisyonunda yatışta, <u>tam NEH içinde</u> , dizleri orta hattın dışına doğru hareket ettirir ve başlangıç pozisyonuna geri döner	
<b>Köprü kurma (sırtüstü) (Şekil 3.10)</b>	Çengel pozisyonunda yatışta, gluteus maksimus kasılır, pelvis mattan yukarıya kaldırılır ve hamstringler gevşetilir. Pelvis her iki tarafta da eşit olarak kaldırılmalı. Hareket <u>kısmi NEH içinde</u> yapılır.	Çengel pozisyonunda yatışta, gluteus maksimus kasılır, pelvis mattan yukarıya kaldırılır ve hamstringler gevşetilir. Pelvis her iki tarafta da eşit olarak kaldırılmalı. Hareket <u>tam NEH içinde</u> yapılır.	Çengel pozisyonunda yatışta, gluteus maksimus kasılır, pelvis mattan yukarıya kaldırılır ve hamstringler gevşetilir. <u>Tam NEH içinde</u> tek taraflı kol hareketi veya resiprokal kol hareketleri eklenir.	
<b>Dörtlü kol/bacak kaldırma (Şekil 3.11)</b>	Eller ve dizlerin üstünde, bir ayak veya el <u>kısmi NEH içinde</u> kaldırılır. Değişimli olarak farkı kol veya bacakla yapılır.	Eller ve dizlerin üstünde, bir ayak veya el <u>tam NEH içinde</u> kaldırılır. Değişimli olarak farkı kol veya bacakla yapılır.	Eller ve dizlerin üstünde, bir ayak ve bir el aynı anda kaldırılır. Değişimli olarak diğer kol ve bacakla yapılır.	

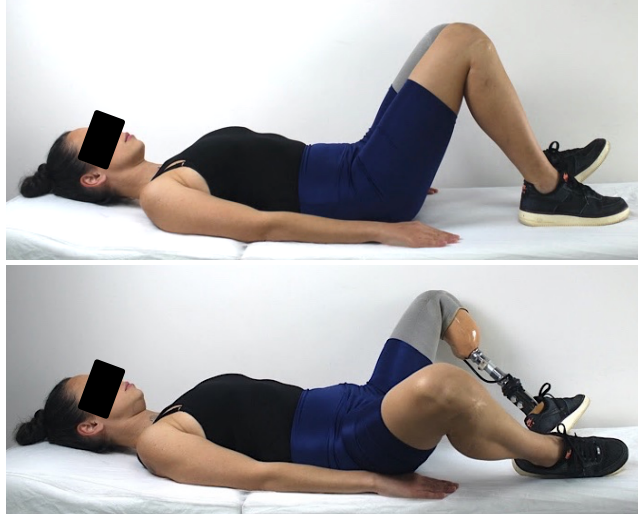
\* Katılımcılar, her biri 10 tekrardan oluşan 3 seti tamamlarken, egzersiz sırasında tüm hareket aralığı boyunca abdominal desteklerini devam ettirebildiklerinde daha yüksek bir zorluk seviyesine geçerler. NEH: normal eklem hareketi.



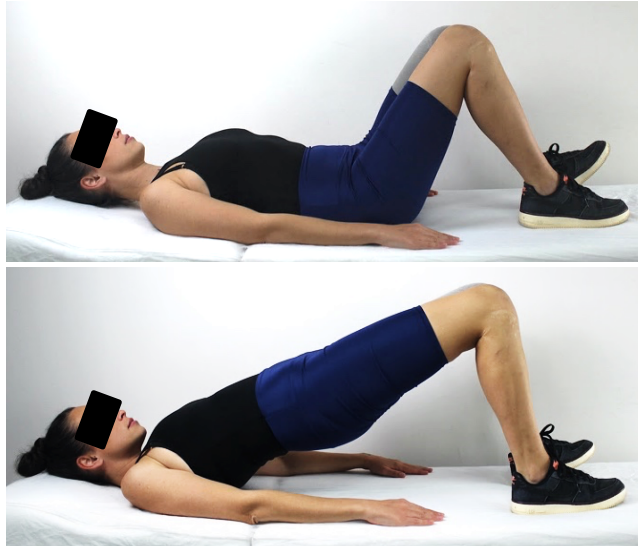
**Şekil 3.7.** Spinal stabilizasyon egzersizleri- topuk kaydırma



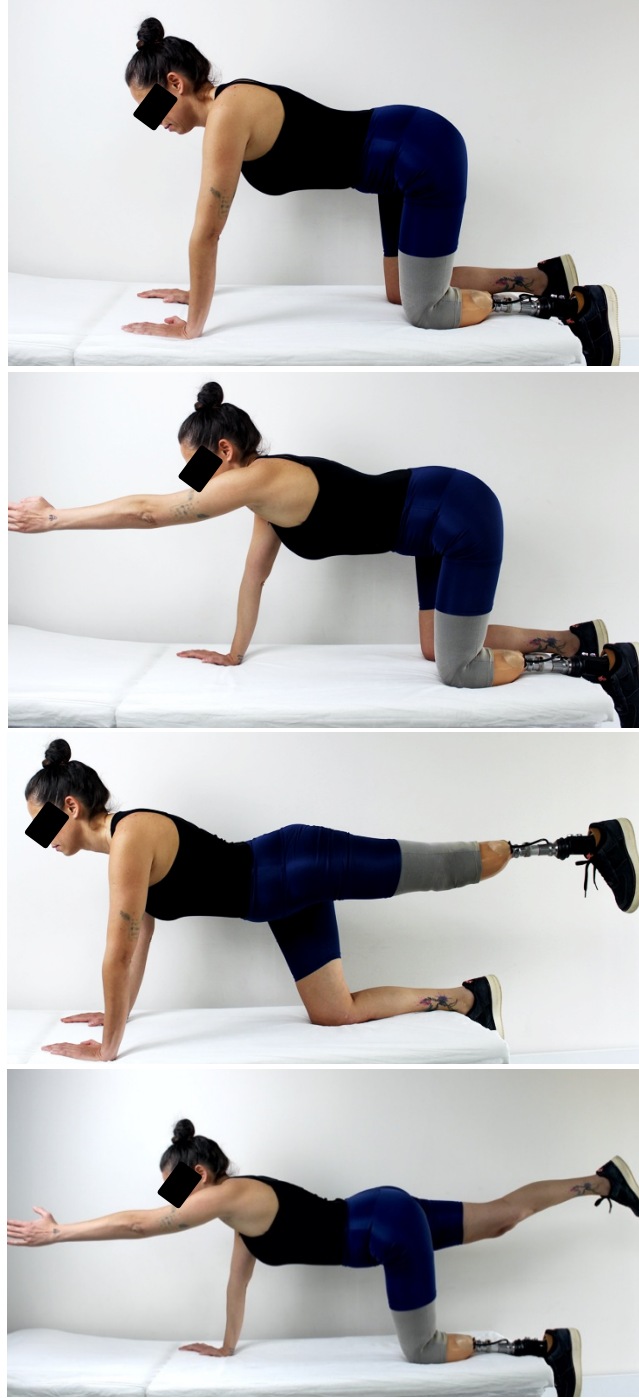
**Şekil 3.8.** Spinal stabilizasyon egzersizleri- yerde yürüme



Şekil 3.9. Spinal stabilizasyon egzersizleri- dizler bükük aralarını açma



Şekil 3.10. Spinal stabilizasyon egzersizleri- köprü kurma



**Şekil 3.11.** Spinal stabilizasyon egzersizleri- dördlü kol/bacak kaldırma

### **3.3. İstatistiksel Analiz**

Araştırmada kullanılacak istatistiksel analizler SPSS 18.0 paket programı ile yapıldı. Örneklem büyüklüğü, pilot çalışma kullanılarak yapılan power analizi ile belirlendi. Değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu görsel (histogram ve olasılık grafikleri) ve analitik yöntemlerle (Kolmogorov- Smirnov/ Shapiro- Wilk testleri)

kullanılarak incelendi. Grup içi ikili karşılaştırmalar “Wilcoxon Testi” kullanılarak yapıldı. Gruplar arası ikili karşılaştırmalar “Mann Whitney U” testi kullanıldı. Değişkenler arası ilişkiler için korelasyon katsayıları ve istatistiksel anlamlılıklar “Spearman Testi” ile hesaplandı. İstatistiksel anlamlılık için toplam Tip 1 hata düzeyi %5 olarak kullanıldı.

#### 4. BULGULAR

Çalışma kapsamında unilateral TT amputasyonu olan 25 birey değerlendirildi. Katılımcılar rastgele dağıtım yazılım programı kullanılarak klasik fizyoterapi programı uygulanmak üzere “Grup 1” ve klasik fizyoterapi programı ile beraber spinal stabilizasyon egzersiz programı uygulanmak üzere “Grup 2” olarak ikiye ayrıldı. Çalışmayı 18 birey tamamladı.

Grup 1’in yaş ortalamaları  $38,78 \pm 8,21$  yıl, vücut kütle indeksi (VKİ) ortalamaları  $27,79 \pm 3,64$   $\text{kg/m}^2$ , ortalama protez kullanım süreleri  $11,22 \pm 7$  yıl ve şimdiye kadar kullandıkları protez sayısı ortalama  $6,22 \pm 6,18$  adet olarak belirlendi. Grup 2’nin yaş ortalamaları  $35,89 \pm 6,85$  yıl, VKİ ortalamaları  $26,21 \pm 4,09$   $\text{kg/m}^2$ , ortalama protez kullanım süreleri  $13,78 \pm 11,19$  yıl ve şimdiye kadar kullandıkları protez sayısı ortalama  $5,29 \pm 4,75$  adet olarak belirlendi. Katılımcıların tümü aktif vakum sistemli, karbon kompozit ayaklı TT protez kullanmaktaydı. Grup 1 ve Grup 2’nin yaş, VKİ, protez kullanım süresi ve kullanılan protez sayısı arasında anlamlı fark olmadığı tespit edildi ( $p > 0,05$ ) (**Tablo 4.1**).

**Tablo 4.1.** Gruplara göre demografik ve protez kullanımına ait özellikler

	Grup 1 (n=9)		Grup 2 (n=9)		Mann Whitney- U Testi	
	Min-Maks	X $\pm$ SS	Min-Maks	X $\pm$ SS	z	p
Yaş (yıl)	24,00-51,00	38,78 $\pm$ 8,21	27,00-48,00	35,89 $\pm$ 6,85	-,841	,400
VKİ ( $\text{kg/m}^2$ )	23,00-35,50	27,79 $\pm$ 3,64	19,60-34,30	26,21 $\pm$ 4,09	-1,280	,200
Protez kullanım süreleri (yıl)	1,00-22,00	11,22 $\pm$ 7,00	2,00-35,00	13,78 $\pm$ 11,19	-,443	,658
Kullanılan protez miktarı (adet)	2,00-22,00	6,22 $\pm$ 6,18	2,00-15,00	5,29 $\pm$ 4,75	-,649	,516

\* $p < 0,05$ ; X: ortalama; SS: standart sapma; Min-Maks: minimum-maksimum; VKİ: vücut kütle indeksi

Gruplar arasında katılımcıların cinsiyet, eğitim seviyesi, çalışma durumu, eşlik eden sistemik hastalıkları, amputasyon tarafı, amputasyon nedenleri, günlük protez kullanım süreleri ve mobilite düzeylerinin dağılımları **Tablo 4.2**’de görülmektedir. Amputasyon nedenleri içerisinde ilk sırayı travmatik nedenlerin aldığı belirlendi.



**Tablo 4.2.** Bireylerin kişisel ve amputasyonla ilişkili özelliklerinin gruplara göre dağılımı

		<b>Grup 1</b> <b>n(%)</b>	<b>Grup 2</b> <b>n(%)</b>
Cinsiyet	Kadın	1 (11,1)	2 (22,2)
	Erkek	8 (88,9)	7 (77,8)
Eğitim Seviyesi	İlköğretim	4 (44,4)	3 (33,3)
	Lise	3 (33,3)	3 (33,3)
	Ön Lisans	0 (-)	1 (11,1)
	Lisans	2 (22,2)	2 (22,2)
Çalışma Durumu	Çalışıyor	6 (66,7)	7 (77,8)
	Çalışmıyor	0 (-)	2 (22,2)
	Emekli	3 (33,3)	0 (-)
Sistemik Hastalıklar	Yok	5 (55,6)	8 (88,9)
	Hipertansiyon	1 (11,1)	1 (11,1)
	Kalp Damar Hastalığı	3 (33,3)	0 (-)
Ampute Ekstremitte	Sağ	5 (55,6)	4 (44,4)
	Sol	4 (44,4)	5 (55,6)
Amputasyon Nedeni	Travma	6 (66,7)	6 (66,7)
	Vasküler	1 (11,1)	1 (11,1)
	Konjenital Anomali	1 (11,1)	2 (22,2)
	Tümör	1 (11,1)	0 (-)
Günlük Protez Kullanım Süresi	4-8 saat	1 (11,1)	1 (11,1)
	8 saat ve üzeri	8 (88,9)	8 (88,9)
Mobilite Seviyesi	K3	3 (33,3)	1 (11,1)
	K4	6 (66,7)	8 (88,9)

SKYT ve PDA-M ile 6DAT sırasında ölçülen başlangıç  $VO_2$ kg miktarı (mL/kg/dk), başlangıç EH miktarı (kcal/h); test sırasında açığa çıkan yorgunluk miktarı, kalp hızı artışı (bpm), Maks $VO_2$  miktarı (mL/kg/dk), MaksEH miktarı (kcal/h); test bitişinde kaydedilen adım sayısı değerlerinin gruplar arasındaki farklılığı araştırıldı ve başlangıç değerlerinde gruplar arasında farklılık olmadığı belirlendi ( $p>0,05$ ). Derin spinal kasların stabilizasyon kuvveti ve 6DAT sırasında açığa çıkan yorgunluk miktarı ortalamalarının, egzersiz programı öncesinde Grup 2 lehinde farklı olduğu tespit edildi (sırasıyla,  $p=0,03$ ;  $p=0,002$ ) (**Tablo 4.3**).

**Tablo 4.3.** Egzersiz programı öncesinde, başlangıç değerlerinin gruplar arasındaki farklılığının belirlenmesi

	Grup 1 (X±SS)	Grup 2 (X±SS)	Mann Whitney-U Testi	
			Z	p
Spinal Stabilizasyon Değerlendirmesi (mmHg)	2,84±1,02	4,25±1,78	-2,172	<b>0,030</b>
Sürekli Kalk ve Yürü Testi (sn)	7,40±0,90	7,07±2,19	-1,725	0,084
Protez Değerlendirme Anketi- Mobilite	58,74±13,65	63,64±13,09	-0,841	0,400
Başlangıç VO <sub>2</sub> (mL/kg/dk)	9,18±3,16	9,23±2,53	-0,266	0,790
Başlangıç EH (kcal/h)	237,78±117,07	201,11±73,85	-0,310	0,757
Kalp hızı artışı (bpm)	43,00±11,77	57,67±20,34	-1,725	0,084
Açığa çıkan yorgunluk	3,17±1,30	1,00±0,94	-3,032	<b>0,002*</b>
MaksVO <sub>2</sub> (mL/kg/dk)	19,33±2,71	22,54±4,73	-0,708	0,479
MaksEH (kcal/h)	484,56±109,96	512,11±149,84	-0,930	0,353
6DAT (sayı)	337,11±72,89	404,67±105,13	-1,460	0,144

\*p<0,05; X: ortalama; SS: standart sapma; Min-Maks: minimum-maksimum; MaksVO<sub>2</sub>: maksimum oksijen tüketimi; MaksEH: maksimum enerji harcaması; 6DAT: 6 dakika adımlayıcı testi

Grup 1 ve Grup 2’de uygulanan egzersiz programları öncesinde ve sonrasında yapılan değerlendirme sonuçlarının ortalamaları **Tablo 4.4** ve **Tablo 4.5**’de verilmiştir. Grup 1’de egzersiz programı ile derin spinal kasların stabilizasyon kuvvetindeki artış anlamlı bulundu (p=0,014) (**Tablo 4.4**). Grup 2’de temel egzersiz programına eklenen spinal stabilizasyon egzersizleri ile derin spinal kasların stabilizasyon kuvvetindeki ve algılanan mobilite düzeyindeki artış anlamlı bulundu (sırasıyla, p=0,008; p=0,008) (**Tablo 4.5**).

**Tablo 4.4.** Grup 1’de egzersiz programı öncesi ve sonrası derin spinal kasların stabilizasyon kuvveti, sürekli kalk yürü testi ve protez değerlendirme anketi sonuçlarının karşılaştırılması

	Grup 1					
	Egzersiz Programı Öncesi		Egzersiz Programı Sonrası		Wilcoxon Testi	
	Min-Maks	X±SS	Min-Maks	X±SS	z	p
Spinal Stabilizasyon Değerlendirmesi (mmHg)	1,70-5,00	2,84±1,02	1,83-5,33	3,05±1,03	-2,456	<b>0,014*</b>
Sürekli Kalk ve Yürü Testi (sn)	6,45-8,78	7,40±0,90	6,20-8,50	7,19±0,94	-0,891	0,373
Protez Değerlendirme Anketi- Mobilite	46,46-84,66	58,74±13,65	41,00-85,00	58,65±15,26	-0,653	0,514

\*p<0,05; X: ortalama; SS: standart sapma; Min-Maks: minimum-maksimum

**Tablo 4.5.** Grup 2’de egzersiz programı öncesi ve sonrası derin spinal kasların stabilizasyon kuvveti, süreli kalk yürü testi ve protez değerlendirme anketi sonuçlarının karşılaştırılması

	Grup 2					
	Egzersiz Programı Öncesi		Egzersiz Programı Sonrası		Wilcoxon Testi	
	Min-Maks	X±SS	Min-Maks	X±SS	z	p
Spinal Stabilizasyon Değerlendirmesi (mmHg)	2,33-8,00	4,25±1,78	5,33-10,33	7,41±1,60	-2,670	<b>0,008*</b>
Süreli Kalk ve Yürü Testi (sn)	5,13-10,81	7,07±2,19	4,90-7,54	6,27±0,96	-1,682	0,092
Protez Değerlendirme Anketi- Mobilite	43,92-78,15	63,65±13,09	66,46-91,92	80,07±9,80	-2,670	<b>0,008*</b>

\*p<0,05; X: ortalama; SS: standart sapma; Min-Maks: minimum-maksimum

Grup 1 ve Grup 2’deki katılımcılardan submaksimal egzersiz testi olan 6DAT’de ölçülen başlangıç VO<sub>2</sub> miktarı, başlangıç EH miktarı, egzersiz sırasında kalp hızındaki artış miktarı (test sonu kalp atım hızı-test başlangıcı kalp atım hızı), egzersiz sırasında açığa çıkan yorgunluk miktarı (test sonu algılanan yorgunluk seviyesi- test başlangıcı algılanan yorgunluk seviyesi), MaksVO<sub>2</sub> miktarı, MaksEH miktarı ve atılan adım sayısının uygulanan egzersiz programı öncesindeki ve sonrasındaki ortalamalarına ait veriler **Tablo 4.6** ve **Tablo 4.7**’de verilmiştir.

Grup 1’de 6DAT’nde kalp hızı değişimindeki artış (p=0,049), açığa çıkan yorgunluk seviyesindeki azalma (p=0,016), MaksVO<sub>2</sub> miktarındaki artış (p=0,02), MaksEH miktarındaki artış (p=0,007) ve adım sayısındaki artış (p=0,007) istatistiksel olarak anlamlı bulundu. Grup 2’de 6DAT’nde MaksVO<sub>2</sub> miktarındaki artış (p=0,008), MaksEH miktarındaki artış (p=0,008) ve adım sayısındaki artış (p=0,033) istatistiksel olarak anlamlı bulundu.

**Tablo 4.6.** Grup 1’de, egzersiz programı öncesi ve sonrası 6DAT’de yapılan ölçümlerin karşılaştırılması

	Grup 1					
	Egzersiz Programı Öncesi		Egzersiz Programı Sonrası		Wilcoxon Testi	
	Min-Maks	X±SS	Min-Maks	X±SS	z	p
Başlangıç VO <sub>2</sub> (mL/kg/dk)	5,80-14,00	9,18±3,16	6,20-11,20	8,31±1,51	-0,357	0,721
Başlangıç EH (kcal/h)	135,00-430,00	237,78±117,07	142,00-277,00	207,11±51,19	-0,178	0,859
Kalp hızı artışı (bpm)	24,00-55,00	43,00±11,77	41,00-58,00	48,78±6,89	-1,965	<b>0,049*</b>
Açığa çıkan yorgunluk	1,00-5,00	3,17±1,30	0,50-3,00	2,39±0,86	-2,414	<b>0,016*</b>
MaksVO <sub>2</sub> (mL/kg/dk)	13,20-21,50	19,33±2,71	13,50-21,50	19,42±2,63	-2,333	<b>0,020*</b>
MaksEH (kcal/h)	310,00-651,00	484,56±109,96	322,00-652,00	491,00±108,47	-2,694	<b>0,007*</b>
6DAT (sayı)	246,00-458,00	337,11±72,89	258,00-480,00	350,89±76,64	-2,689	<b>0,007*</b>

\*p<0,05; X: ortalama; SS: standart sapma; Min-Maks: minimum-maksimum; MaksVO<sub>2</sub>: maksimum oksijen tüketimi; MaksEH: maksimum enerji harcaması; 6DAT: 6 dakika adımlayıcı testi

**Tablo 4.7.** Grup 2’de, egzersiz programı öncesi ve sonrası 6DAT’de yapılan ölçümlerin karşılaştırılması

	Grup 2					
	Egzersiz Programı Öncesi		Egzersiz Programı Sonrası		Wilcoxon Testi	
	Min-Maks	X±SS	Min-Maks	X±SS	z	p
Başlangıç VO <sub>2</sub> (mL/kg/dk)	6,20-13,30	9,23±2,53	7,10-12,50	9,67±2,19	-0,476	0,634
Başlangıç EH (kcal/h)	114,00-302,00	201,11±73,85	110,00-338,00	218,89±71,52	-0,772	0,440
Kalp hızı artışı (bpm)	22,00-76,00	57,67±20,34	15,00-90,00	58,89±26,11	-0,181	0,856
Açığa çıkan yorgunluk	0,00-2,50	1,00±0,94	0,50-2,00	0,83±0,50	-0,412	0,680
MaksVO <sub>2</sub> (mL/kg/dk)	16,70-28,70	22,54±4,73	21,50-29,20	25,54±3,55	-2,670	<b>0,008*</b>
MaksEH (kcal/h)	313,00-655,00	512,11±149,84	343,00-992,00	586,89±212,52	-2,673	<b>0,008*</b>
6DAT (sayı)	270,00-520,00	404,67±105,13	234,00-656,00	447,11±114,63	-2,136	<b>0,033*</b>

\*p<0,05; X: ortalama; SS: standart sapma; Min-Maks: minimum-maksimum; MaksVO<sub>2</sub>: maksimum oksijen tüketimi; MaksEH: maksimum enerji harcaması; 6DAT: 6 dakika adımlayıcı testi

Uygulanan egzersiz programı sonucunda oluşan fark, Grup 1 ve Grup 2 arasında karşılaştırıldı (**Tablo 4.8** ve **Tablo 4.9**). Derin spinal kasların stabilizasyon kuvveti ve PDA-M skorlarının egzersiz programı öncesi ve sonrası farkları, Grup1 ve Grup 2 arasında karşılaştırıldığında Grup 2 lehine anlamlı düzeyde fark bulundu (p<0,05). 6DAT sırasında yapılan ölçümlerden MaksVO<sub>2</sub> ve MaksEH miktarlarının

egzersiz programı öncesi ve sonrası farkları, Grup 1 ve Grup 2 arasında karşılaştırıldığında Grup 2 lehine anlamlı düzeyde fark bulundu ( $p<0,05$ ).

**Tablo 4.8.** Gruplar arası değişimlerin karşılaştırılması

	Grup 1'deki Değişim (D±SS)	Grup 2'deki Değişim (D±SS)	Mann Whitney-U Testi	
			z	p
Spinal Stabilizasyon Değerlendirmesi (mmHg)	0,22±0,15	3,16±1,12	-3,619	<b>0,000*</b>
Sürekli Kalk ve Yürü Testi (sn)	-0,21±0,48	-0,80±1,51	-0,310	0,757
Protez Değerlendirme Anketi-Mobilite	-0,09±4,23	16,42±8,34	-3,584	<b>0,000*</b>

\* $p<0,05$ ; D: tedavi öncesi-sonrası farkların ortalaması; SS: standart sapma

**Tablo 4.9.** Gruplar arası 6DAT'de yapılan ölçümlerdeki değişimlerin karşılaştırılması

	Grup 1'deki Değişim (D±SS)	Grup 2'deki Değişim (D±SS)	Mann Whitney-U Testi	
			z	p
Başlangıç VO <sub>2</sub> (mL/kg/dk)	-0,87±2,30	0,43±1,71	-0,355	0,723
Başlangıç EH (kcal/h)	-30,67±70,47	17,78±52,44	-0,841	0,400
Kalp hızı artışı (bpm)	5,78±7,41	1,22±12,79	-1,247	0,212
Açığa çıkan yorgunluk	-0,78±0,75	-0,17±1,27	-1,508	0,131
MaksVO <sub>2</sub> (mL/kg/dk)	0,09±0,09	3,00±3,22	-3,625	<b>0,000*</b>
MaksEH (kcal/h)	6,44±7,38	74,78±123,30	-2,629	<b>0,009*</b>
6DAT (sayı)	13,78±8,74	42,44±51,78	-1,869	0,062

\* $p<0,05$ ; D: tedavi öncesi-sonrası farkların ortalaması; SS: standart sapma; MaksVO<sub>2</sub>: maksimum oksijen tüketimi; MaksEH: maksimum enerji harcaması; 6DAT: 6 dakika adımlayıcı testi

Egzersiz programı öncesinde ve sonrasında yapılan değerlendirmelerin hepsinde kaydedilen (n=36) 6DAT'ndeki MaksVO<sub>2</sub>, MaksEH ve adım sayısı arasındaki ilişkinin belirlenmesi için yapılan korelasyon analizinde MaksEH ile adım sayısı ( $r=0,493$   $p=0,002$ ) arasında ve MaksVO<sub>2</sub> ile adım sayısı ( $r=0,621$   $p=0,000$ ) arasında pozitif yönde anlamlı ilişki bulundu (**Tablo 4.10**).

**Tablo 4.10.** Maksimum oksijen tüketimi, maksimum enerji harcaması ve adım sayısı arasındaki ilişki

		MaksVO <sub>2</sub> (mL/kg/dk)	
MaksEH (kcal/h)	r	0,669	MaksEH (kcal/h)
	p	<b>0,000**</b>	
6DAT (sayı)	r	0,493	0,621
	p	<b>0,030*</b>	<b>0,000**</b>

\*\*p<0,01; \*p<0,05; MaksVO<sub>2</sub>: maksimum oksijen tüketimi; MaksEH: maksimum enerji harcaması; 6DAT: 6 dakika adımlayıcı testi

## 5. TARTIŞMA

Çalışmamızda, unilateral TT amputasyonu olan bireylerde temel egzersiz programına eklenen spinal stabilizasyon egzersizlerinin derin spinal kasların stabilizasyon kuvveti, protezle algılanan mobilite seviyesi, maksimum oksijen tüketimi ve maksimum enerji harcaması parametrelerinde iyileşmeye neden olduğu görüldü. Çalışma sonucunda kabul edilen hipotezler;

H<sub>1</sub> (1)= Spinal stabilizasyon egzersizlerinin, amputasyonu olan bireylerde enerji harcaması üzerine etkisi vardır.

H<sub>1</sub> (2)= TT amputasyonu olan bireylerde enerji harcaması üzerine klasik fizyoterapi uygulamalarıyla spinal stabilizasyon egzersizleri arasında fark vardır.

Unilateral TT amputasyonun, etkilenen alt ekstremitede ve spinal bölgede ilerleyici atrofiye yol açtığı; asimetrik yürüme, kas kütlesi kaybı ve kuvvetin azalması ile lumbal bölgedeki mekanik yüklenmeyi artırdığı bildirilmiştir (2,118). Bu değişiklikler göz önünde bulundurulduğunda amputasyondan sonra doku iyileşmesi tamamlanıp, protez uygulaması yapıldıktan sonra uzun vadeli hedef, protez uyumunun korunması ve fiziksel fonksiyonun iyileştirilmesidir. Özellikle protezle rehabilitasyon sonrasında fiziksel fonksiyonun iyileştirilmesi için uygulanabilecek egzersiz yaklaşımları ve bu egzersizlerin etkileri üzerine yapılan araştırma sayısı oldukça azdır.

Çalışmamıza katılan bütün bireylere haftada 3 gün, günde 30-40 dakika egzersiz programı uygulanmıştır. Spinal stabilizasyon eğitimi için benzer protokolü kullandığımız Corio ve ark, TT ve TF amputasyonu olan bireylerde yaptıkları çalışmalarında 8 haftalık spinal stabilizasyon eğitimi uygulamışlardır. Literatürdeki birçok çalışmada spinal stabilizasyon eğitiminin 8 hafta, haftada 3 gün uygulandığı görülmektedir. Çalışmamızda uygulanan tedavi süresi literatürdeki çalışmalarla uyumludur (11,157).

Hicks ve ark, lumbal stabilizasyon egzersizlerine olumlu yanıt verebilecek grubu tanımlamak için yaptıkları çalışmalarında, belirleyici faktörlerden birinin de 40 yaş sınırı olduğunu bildirmişlerdir (158). Yaş artışı ile, lumbal ekstansör kas kütlesi azalmaktadır (159). Yaş artışının kas dokusu üzerinde önemli etkileri olduğunu gösteren kanıtlara rağmen, yaşlı bireylerin uygun eğitimle 90 yaşına kadar kas gücünün artırabileceğine dair önemli kanıtlar da vardır (160). Ancak, 39 yaşın üzerindeki yetişkinlerin, genç bireylerle aynı etkiyi elde etmek için 8 haftadan fazla

eğitime ihtiyaç duyacağı ve ek olarak, yaşlanmayla ilişkili azalan esneklik ve normal eklem hareketi nedeniyle genç bireylerle aynı kazanımları elde etmek için genel mobilite egzersizlerini takiben spinal stabilizasyon egzersizlerinin uygulanması gerektiği rapor edilmiştir. Çalışmamıza dahil edilen Grup 1'deki bireylerin yaş ortalaması  $38,78 \pm 8,21$  ve Grup 2'deki bireylerin yaş ortalaması  $35,89 \pm 6,85$  olarak belirlendi. Grup 1 ve Grup 2'nin yaş ortalamaları arasında anlamlı fark tespit edilmedi ( $p > 0,05$ ). Çalışmamıza dahil edilen her iki gruptaki bireylerin yaş ortalamasının 39 yaşın altında olması, yaş ile beraber etki edebilecek azalmış esneklik ve azalmış normal eklem hareketinin etkisi altında kalmadan spinal stabilizasyon egzersizlerinin etkisini izole olarak gözlemlememizi sağlamıştır. Bu yönüyle, 8 haftalık spinal stabilizasyon eğitiminin literatürde belirtilen yaş aralığı ile uyumlu olduğu görölmüştür (158).

Çalışmamızda grupların rastgele olarak belirlenmesinden sonra homojenliği araştırmak için yapılan analizde grupların, yaş, vücut kütle indeksi, protez kullanım süresi ve kullanılan protez sayısı açısından benzer oluğu belirlenmiştir. Grupların demografik özelliklerinin benzer olması, egzersizin özellikle metabolik harcamalar üzerine etkisini değerlendirirken objektif sonuçlar elde etmemizi sağlamıştır.

Travmatik ve vasküler nedenli amputasyonların, amputasyon nedenleri içerisinde en sık karşılaşılan iki neden olduğu bilinmektedir (16,18,161). Çalışmamızdaki katılımcıların %66,7'si travma, %11,1'i vasküler hastalıklar, %16,6'sı konjenital anomaliler ve %5,6'sı tümör nedenli ampute olmuş bireylerdir. Hem Grup 1 hem Grup 2'de 6 travmatik nedenli amputasyon, 1 vasküler nedenli amputasyonun bulunması en çok karşılaşılan amputasyon nedenlerinin gruplar arasında eşit dağılımını sağlamış ve grup içi değişimlerin karşılaştırılmasında herhangi bir grup lehine avantaj veya dezavantaj oluşmasını engellemiştir. Grupların başlangıç egzersiz testi cevapları değerlendirildiğinde iki grup arasında egzersiz kapasitesi, enerji harcaması ve adım sayısı parametreleri açısından istatistiksel olarak fark bulunmamıştır. Fark bulunmaması, her iki grupta karşılaştırma yapılabilmesi için uygun dağılımın oluşturulmasını sağlamıştır.

Amputasyondan sonra psikolojik uyum üzerinde, fiziksel limitasyonların büyük etkisi olduğu bilinmektedir (162). Amputasyonun getirdiği fiziksel limitasyonlara uyum sağlama konusunda protezin, bireylerin hareket kabiliyetini ve



günlük yaşam aktivitelerindeki bağımsızlıklarını yeniden kazanmalarında önemli etkileri vardır (163). Fiziksel fonksiyonlar üzerine protez komponentlerinin direk etkisi olduğu bilinmektedir (3,164,165). Çalışmamıza dahil edilen bireylerin tümünün aktif vakum sistemli, karbon kompozit ayaklı TT protez kullanmaları ve kullanılan protez açısından çeşitliliğin olmaması gruplar arasında oluşabilecek farklılığın önüne geçmiştir.

### **Altı Dakika Adımlayıcı Testi**

Amputasyonu olan bireylerde fonksiyonel egzersiz kapasitesini değerlendirmek için çeşitli ölçüm yöntemleri kullanılmaktadır. Fonksiyonel egzersiz testleri güvenli, kolay uygulanabilir ve ulaşılabilir olduğundan günlük yaşam aktivitelerindeki limitasyonları değerlendirmek için kullanılmaktadır (145,166,167).

Amputasyonu olan bireylerde fonksiyonel egzersiz kapasitesini değerlendirmek için en sık kullanılan testlerden biri 6 Dakika Yürüme Testidir (6DYT) (166,168). 1980'lerin başında 6DYT'nin daha uzun versiyonu olan 12 Dakika Yürüme Testi kadar güvenilir olduğu gösterilmiştir. 6DYT ilk olarak, fiziksel aktivite kapasitesini izlemek üzere kardiyak rehabilitasyon hastalarında kullanılmıştır (169,170). 6DYT'nin alt ekstremite amputasyonu olan bireyler için *Medicare Fonksiyonel Sınıflandırma Düzeylerine* (MFCL) göre iyi bir sınıflandırma sağladığı bildirildikten sonra, protez rehabilitasyonundaki kullanımı artmıştır (171). MFCL sistemi, alt ekstremite amputasyonu olan bireyleri K-seviyeleri olarak bilinen 5 farklı kategoriye ayıran (K0-K1-K2-K3-K4) bir sınıflandırma sistemidir (171). Amerika'da geliştirilmiş bir sistemdir. Türkiye'de amputasyonu olan bireylerin aktivite skorunu belirlemekte ve Sosyal Güvenlik Kurumu'nun protez geri ödemelerinde kullanılmaktadır (172).

Lin ve Bose 2008 yılında yaptıkları çalışma sonucunda 6DYT'nin TT amputasyonu olan bireyler için güvenilir bir fonksiyonel kapasite ölçümü olduğunu ve orta derecede egzersiz yoğunluğu ile orta derecede postüral kontrol yeteneği içerdiğini bildirmişlerdir (166). 6DYT amputasyonu olan bireyler gibi birçok farklı popülasyon için başarıyla uyarlanmış ve doğrulanmış olsa da, yine de bazı dezavantajlarının olduğu bildirilmektedir. Bunlardan biri, yürüme testi koridorunun en az 30 m uzunluğunda olması gerekliliği ve çevresel kısıtlamadır. Daha kısa koridorlar, kişileri

daha fazla dönüş yapmaya zorlayarak yavaşlatır ve yürüme mesafesini azaltır. Uygun olmayan bir ortamda 6DYT performansının, kişinin gerçek fonksiyonel egzersiz kapasitesini yansıtmadığı belirtilmiştir (144,173).

Bu sınırlamalardan kaçınmak ve fonksiyonel egzersiz kapasitesini güvenli bir şekilde değerlendirmek için basamak testleri ön plana çıkmaktadır. Corso ve ark, interstisyel akciğer hastalığı olanlar için 6 dakikalık adım testini önermişler ve bu testin 6DYT'ne bir alternatif test olacağını açıklamışlardır (174). Yapılan başka bir çalışmada ise sağlıklı, sedanter bireylerde 6DYT ve 6 dakikalık adım testleri karşılaştırılmış ve iki testin de güvenilir submaksimal egzersiz testi olduğu bildirilmiştir (142). 6 Dakika Adımlayıcı Testi (6DAT) (*6 Minute Stepper Test*) "Stepper" cihazı kullanılarak yapılan ve yine 6 dakika içerisindeki adım performansını değerlendiren bir testtir. 6DAT fonksiyonel egzersiz kapasitesinin değerlendirilmesinde kullanılmaktadır ve farklı pulmoner hastalıklarda kullanımının geçerli ve güvenilir olduğu açıklanmıştır (175,176). Francisco ve ark, kardiyopulmoner hastalıklara sahip bireyler dışında hastanede yatan yaşlı bireylerde de 6DAT'nin kullanımının geçerli ve güvenilir olduğunu bildirmişlerdir (143).

6DAT, amputasyonu olan popülasyon için bilgimiz dahilinde daha önce kullanılmamıştır. Wurdeman ve ark amputasyonu olan popülasyonda günlük atılan adım sayısının ve 6DYT'nin fonksiyonel seviyeyi belirlemede kullanılabileceğini bildirmiştir (168). Çalışmamızda kullandığımız 6DAT, 6 dakika içinde kişinin yer değiştirmeden, yürüyüşüne benzer hafif bir dirençle, attığı adım sayısını belirleyen ve bu yönüyle yürüyüş bandında yapılan 6DYT ile yüksek benzerliği olan bir yöntemdir. Değerlendirmeler sırasında hiçbir katılımcı 6DAT'ni yarıda bırakmamış veya uygulanan egzersiz testine özgü bir rahatsızlık belirtmemişlerdir.

Literatür incelendiğinde 6DAT'nin kardiyak ve pulmoner rehabilitasyon hastalarında ön plana çıktığı görülmektedir (141,167,175). İlk olarak sağlıklı popülasyonda, 6 Dakika Adım Testi ile 6DYT sonuçlarının korele olduğu ve 6 Dakika Adım Testi'nin egzersiz kapasitesini değerlendirmek için geçerli ve güvenilir olduğu gösterilmiştir (141). 6 Dakika Adım Testi'nde 20 cm yüksekliğinde ahşap basamak kullanılmış ve 1 basamak inip çıkma döngüsü, 1 adım olarak sayılmıştır. Katılımcılardan kendi seçtikleri hızda, 6 dakika boyunca yapabilecekleri maksimum adımı gerçekleştirmeleri istenmiştir (141). 6 Dakika Adım Testi'nin yapılması için

daha az zaman ve alan gerektirmesi alternatif olarak kullanımını yaygınlaştırmıştır. Sonrasında ahşap basamak yerine adımlayıcı (*stepper*) cihazı kullanılarak (Şekil 3.2) yapılan 6DAT'nin yaşlı bireylerde ve kardiyopulmoner hastalıklarda kullanımının geçerli ve güvenilir olduğu gösterilmiştir (143,145,167,175). Testin ilgili popülasyon için ortaya çıkışı ve kullanımının yaygınlaşma süreci göz önüne alındığında, amputelerde kullanılan saha testlerinin geliştirilmesine çalışmamızın önemli katkı sağlayacağı düşünülmektedir. 6DYT'nin kullanımının amputasyonu olan popülasyon için geçerli ve güvenilir olduğu bilinmektedir. Daha az zaman ve alan gerektiren 6DAT'nin birinci basamak sağlık hizmetlerinde ve klinik çalışmalarda pratik ve ulaşılabilir bir alternatif olarak kullanılabilirliğini göstermek için çalışmamızın sonuçları literatüre önemli veri desteği sağlayacaktır.

Çalışmamızda egzersiz programı öncesinde ve sonrasında yapılan değerlendirmede, katılımcılar 6DAT'ni kendi seçtikleri hızda tamamlamışlardır. Egzersiz testinde 6 dakika sonunda toplam adım sayısı kaydedilmiştir. Adım sayısı, katılımcıların kendi seçtikleri yürüyüş hızının ve 6 dakika içinde yorulmadan ulaşılabilen mesafenin kantitatif bir göstergesidir.

Çalışmamızda, 6DAT'nde ölçülen adım sayıları, uygulanan 8 haftalık egzersiz programı sonrasında her iki çalışma grubunda da artış göstermiştir. Adım sayısındaki artışın gruplar arasındaki farkı, istatistiksel olarak anlamlı bulunmasa da adım sayısı ortalamalarında iki grupta da ayrı ayrı artış olmuştur. Sadece klasik fizyoterapi programı uygulanan Grup 1'deki değişim  $13,78 \pm 8,74$  adım, klasik fizyoterapi programı ile beraber spinal stabilizasyon egzersizleri uygulanan Grup 2'deki değişim  $42,44 \pm 51,78$  adım olarak belirlenmiştir. Adım sayısında kaydedilen değişimler, egzersiz programıyla beraber yürüyüş hızının ve 6 dakika içinde yorulmadan ulaşılabilen mesafenin, spinal stabilizasyon egzersiz grubunda daha fazla olmak üzere, her iki grupta da arttığını göstermektedir. Amputasyonu olan bireyler için 6DAT sonuçlarının yorumlanmasına yönelik bir standardizasyon çalışması henüz yapılmamıştır. Bunun yanında, kronik obstrüktif akciğer hastalığı olan popülasyon için 6DAT'de minimal klinik anlamlı değişim 22,5 adım olarak belirlenmiştir (177). Pinchon ve ark'nın çalışması göz önüne alındığında özellikle spinal stabilizasyon egzersizlerinin uyguladığın gruptaki değişimin klinik olarak anlamlı olduğu düşünülebilir. Adım sayısındaki artış ile beraber egzersiz testinde oluşan yorgunluk

ortalamasının değişmemesi, yorulmadan ulaşılabilen mesafenin arttığını göstermektedir. Yapılacak çalışmalarda 6DAT'in amputasyonu olan bireyler için minimal anlamlı değişim miktarının belirlenmesi, ilgili popülasyonda yapılacak egzersiz testlerinin sonuçlarının yorumlanmasına katkı sağlayacaktır. Ancak gruplar arasındaki adım sayısı değişimi istatistiksel olarak anlamlı olmasa da, spinal stabilizasyon egzersizleri uygulanan grupta derin spinal kasların kuvvetindeki artış ile beraber hareketin proksimal kontrolü artmıştır. Spinal stabilizasyon egzersizleri ile artan proksimal kontrolün, protez ile stabilite ve protez kontrolünü arttırarak yürüyüşün hem duruş hem sallanma fazına olumlu katkı yaptığı görülmüştür. Çalışmamızda uygulanan egzersiz programının, protez ile stabilite ve protez kontrolüne olumlu etki yaparak adım sayısındaki artışa neden olduğu düşünülmektedir.

### **Enerji Harcaması ve Egzersiz Kapasitesi**

#### *Enerji Harcaması*

Protez kullanan kişiler sağlıklı bireylerle yürüyüş açısından karşılaştırıldığında protez kullanan kişilerin daha düşük hızda yürürken, daha yüksek oranda enerji harcadıkları rapor edilmiştir (32,178). Amputasyonu olan bireylerin kendi seçtikleri yürüyüş hızlarındaki azalmanın, yüksek metabolik harcamaları önlemek için geliştirdikleri bir kompensasyon stratejisi olduğu açıklanmıştır (33,46,165,179).

Amputasyonu olan bireylerde yapılan çalışmalarda, genel olarak yüksek yürüme hızlarında metabolik harcamalarda artış olduğu belirtilmiştir (33,46,165,179). Wezenberg ve ark, amputasyonu olan bireylerde kendi seçtikleri yürüyüş hızında yürümenin metabolik maliyetlerinin sağlıklı kontrol grubuna eşit olduğunu, buna karşın amputasyonu olan bireylerin kendi seçtikleri yürüyüş hızlarının sağlıklı bireylerden daha yavaş olduğunu bildirmişlerdir (46). Kendi seçtikleri yürüyüş hızının daha yavaş olmasının yanında, sağlıklı kontrol grubuyla karşılaştırıldığında amputasyonu olan bireylerin kendi seçtikleri yürüyüş hızından daha hızlı yürüdükleri zaman, daha fazla metabolik harcama gerçekleştirdikleri bildirilmiştir (46,179).

Yürüyüş hızının metabolik harcamalar üzerine etkisi bilinmektedir ve metabolik harcamaları ölçen çalışmaların metodoloji farklılığı kesin bir sonuca varmayı zorlaştırmaktadır. Örneğin, sağlıklı ve TF amputasyonu olan katılımcıların O<sub>2</sub>

tüketimi ortalamalarda anlamlı fark varken, sağlıklı ve TT amputasyonu olan katılımcıların O<sub>2</sub> tüketimi ortalamaları arasında anlamlı fark tespit edilememiştir (32). Sağlıklı kişiler ve TT amputasyonu olan kişiler arasında O<sub>2</sub> tüketiminde fark tespit edilememesinin nedeni, yapılan çalışmalarda en yüksek yürüme hızında ölçüm alınması olarak açıklanmıştır. Referans çalışmalardan birinde Esposito ve ark, kontrol grubu ile travmatik TT amputasyonu olan katılımcılarda 100m/dk'ya kadar yürüme hızlarında O<sub>2</sub> tüketimini ölçmüşlerdir. Sağlıklı bireyler ile karşılaştırıldığında TT amputasyonu olan bireylerde en yüksek yürüme hızında, O<sub>2</sub> tüketiminin farklı olmadığı bildirilmiştir (19,1±2,3 mL/kg/dk ve 18,9±1,8 mL/kg/dk) (180).

Amputasyonu olan bireylerde enerji optimizasyonu için seçilen yürüyüş hızında azalma meydana geldiği rapor edilmiştir (33,46,165,179). Çalışmamızda maksimum O<sub>2</sub> tüketimi (mL/kg/dk) ve maksimum enerji harcaması (kcal/h) ölçümü sabit hız veya sabit adım sayısında yapılmamış; metabolik ölçümler belirli bir zaman içinde kişilerin ulaşabildiği maksimum adımlama hızında kaydedilmiştir. Yürüyüş hızının göstergesi olan adım sayısında, egzersiz programı sonrasında her iki grupta da anlamlı artış gözlenmiştir (Grup1 13,78±8,74 p<0,05; Grup2 42,44±51,78 p<0,05). Çalışmamızda her iki grupta da egzersiz programı sonrasında, egzersiz sırasında atılan adım sayısı ile beraber kullanılabilen maksimum enerji miktarı (kcal/h) artmıştır (p<0,05). Her iki grupta da uygulanan egzersiz programlarının enerji harcamasını iyileştirmede etkili olduğu görülmüştür. Gruplar arası karşılaştırmada spinal stabilizasyon egzersizleri, kullanılabilen enerji miktarını arttırmakta tek başına uygulanan klasik fizyoterapi programına göre daha etkili bulunmuştur. Çalışma sonuçlarımız proksimal stabilitede artış ile, birim zamanda yorulmadan atılan adım sayısını ve ilişkili olarak kullanılabilen maksimum enerji miktarını arttırdığını göstermektedir. Bu yönüyle spinal stabilizasyon egzersizleri amputasyonu olan bireylerde konforlu yürüyüş hızını artırarak kullanılabilen enerji miktarını arttırmaktadır. Çalışmamızda değerlendirmeler katılımcıların kendi seçtikleri adımlama hızında yapılmış, yürüyüş hızı ve adım sayısındaki artış sonucunda ulaşılan maksimum enerji miktarının arttığı tespit edilmiştir. Çalışmamız sonuçları bu konu ile ilgili yapılan çalışmalar ile paralellik göstermektedir (23,32). Spinal stabilizasyon egzersizleri ile hareketin proksimal kontrolünde artış olduğu, ekstremitelerin daha verimli ve güçlü hareket ürettiği böylelikle amputasyonu olan bireylerde gereksiz

enerji harcamasının azaltılarak, enerjinin daha verimli kullanılmasını sağladığı düşünülmektedir.

### *Egzersiz Kapasitesi*

Wezenberg ve ark, amputasyonu olan bireylerde protezle rehabilitasyonun egzersiz kapasitesi üzerindeki etkisini araştırmışlardır. Başlangıç MaksVO<sub>2</sub> değerlerinin, vasküler nedenli amputelerde (16,9 mL/kg/dk) benzer yaştaki vasküler nedenli olmayan amputelerden (28,1 mL/kg/dk) ve sağlıklı kişilerden (30,8 mL/kg/dk) daha düşük olduğunu göstermişlerdir. Yaptıkları egzersiz eğitimi sonucunda, tek başına uygulanan klasik fizyoterapi programının egzersiz kapasitesini arttırmada etkili olmadığını bildirmişlerdir (181). Çalışmamızda, grup içi analizlerde her iki grupta da egzersiz programı ile kaydedilen MaksVO<sub>2</sub> miktarındaki değişim istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Tek başına klasik fizyoterapi programı uygulanan grupta tespit edilen anlamlı artış Wezenberg ve ark'nın bulgularıyla uyumlu değildir. bunun da nedeninin yapılan çalışmada vasküler nedenli amputelerin sayıca fazla olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Gruplar arası karşılaştırmada spinal stabilizasyon egzersizleri fonksiyonel egzersiz kapasitesini iyileştirmede tek başına uygulanan klasik fizyoterapi programına göre üstün bulunmuştur. Egzersiz eğitimi sonucunda tespit edilen MaksVO<sub>2</sub> ortalamalarındaki değişim miktarı (Grup 1 başlangıç değeri 19,33±2,71; Grup 2 başlangıç değeri 22,54±4,73) klasik fizyoterapi programı uygulanan grupta 0,09±0,09 mL/kg/dk iken ilave olarak spinal stabilizasyon egzersizleri uygulanan grupta 3±3,22 mL/kg/dk olarak belirlenmiştir. Spinal stabilizasyon egzersizleri uygulanan grupta eğitim sonrası MaksVO<sub>2</sub> ortalamaları 25,54±3,55 mL/kg/dk değerine çıkmıştır. Çalışmamızda spinal stabilizasyon egzersizlerinin klasik fizyoterapi programına dahil edilmesinin fonksiyonel egzersiz kapasitesinde anlamlı iyileşmeye neden olduğu gösterilmiştir. Spinal stabilizasyon egzersizlerinin proksimal kontrolü artırarak hareketi daha verimli hale getirmesi sonucunda MaksVO<sub>2</sub> miktarını iyileştirmede etkili olduğu düşünülmektedir.

Literatürde, amputasyonu olan bireylerde enerji harcamasını değerlendiren çalışmaların çoğunluğunda, kişilerin kendi seçtiği yürüme hızında değerlendirme yapıldığı görülmektedir (3,38,182). Enerji harcaması için değerlendirilebilecek konulardan bir diğeri de birim iş başına harcanan enerji miktarıdır. Yürüyüş sırasında birim iş başına harcanan enerji miktarını değerlendirmek için literatürde kullanılan

temel yöntem, yürüyüşün verimliliği veya yürüyüş ekonomisidir (*gait efficiency*). Böylelikle birim mesafe tüketilen enerjinin egzersiz programı ile değişimi araştırılabilir. Yürüyüş verimliliği, kat edilen birim mesafede, vücut ağırlığı başına tüketilen oksijen miktarıdır (mL/kg/m) ve bir metre yürümek için tüketilen enerji miktarının bir ölçüsü olarak ifade edilebilir (23,38,42). Mohanty ve ark, TT amputasyonu olan bireylerde protez ve koltuk değneği kullanımı sırasında yürüyüşteki O<sub>2</sub> tüketimini (mL/kg/m) ve kendi seçtiği yürüyüş hızındaki enerji harcamasını (EH/dk) değerlendirmiş ve protez kullanımıyla kişilerin daha az efor sarf ederek yürüdüklerini göstermişlerdir (38). Kaufman ve ark, TF amputasyonu olan bireylerde mekanik ve mikroişlemci kontrollü diz eklemi kullanımını karşılaştırmış, mikroişlemci kontrollü protez diz ekleminin kullanımı ile serbest yaşam ortamında fiziksel aktivite ile ilgili enerji harcaması seviyelerinin önemli ölçüde arttığını (MJ/gün) fakat yürüyüş verimliliği açısından (mL/kg/m) anlamlı bir fark olmadığını bildirmişlerdir (164). Amputasyonu olan kişilerde farklı protez bileşenleri veya farklı yürüyüş yardımcılarıyla yürüyüş verimliliği araştırılmış olsa da bilgimiz dahilinde uygulanan egzersiz programının etkisi araştırılmamıştır. Protezi oluşturan parçalarının değişimi ile karşılaştırıldığında verilen egzersiz eğitiminin beraberinde bir çok fiziksel ve fizyolojik faydayı beraberinde getirdiği ve maliyet etkinliğinin olumlu olmasına neden olduğu tespit edilmiştir. Bu nedenle, amputasyonu olan bireylerde egzersiz eğitiminin etkilerinin kapsamlı şekilde değerlendirilmesine ihtiyaç olduğu görülmüştür.

MaksVO<sub>2</sub> miktarı, fiziksel ve aerobik kapasitenin belirlenmesi için referanstır (24,43,181). Yapılan çalışmalarda alt ekstremitte amputasyonu olan katılımcıların MaksVO<sub>2</sub> yüzdesi (%MaksVO<sub>2</sub>=egzersiz sırasında maksimum oksijen alımı ile öngörülen maksimum oksijen alımının oranı) ölçülmüştür (43,164,183,184). Yapılan bir çalışmada ise yürüyüşteki MaksVO<sub>2</sub> yüzdesinin, bağıl aerobik yük ile ilişkisi değerlendirilmiştir (46). Bu çalışmalar farklı amaçlarla yapılsa da sonuçların karşılaştırılma şekli incelendiğinde farklı protez komponentlerinin karşılaştırıldığı veya amputasyon nedenine göre sağlıklı kontrol grubuyla karşılaştırma yapıldığı görülmektedir.

Chin ve ark, mobilite kapasitelerine göre çalışma ve kontrol grubu olarak ikiye ayırdıkları TF vasküler nedenli amputelerin MaksVO<sub>2</sub> yüzdelerini değerlendirmiş ve

mobilité seviyesi yüksek olan grup lehine farklı olduğunu göstermişlerdir. Bu durum, daha yüksek fiziksel uygunluk seviyesine sahip (%MaksVO<sub>2</sub>) alt ekstremite amputasyonu olan kişinin, protezle yürüme olasılığının daha fazla olduğunu göstermektedir (32,183). Bu nedenle MaksVO<sub>2</sub>, alt ekstremite amputasyonu olan bireylerde yürüme yeteneğinin bir göstergesi olarak kullanılabilir ve egzersiz eğitimi gerekliliği için bilgi verebilir. Çalışmamızda MaksVO<sub>2</sub> miktarındaki artışın gruplar arası karşılaştırmasında, spinal stabilizasyon egzersizleri uygulanan grup lehine kaydedilen anlamlı artış ile spinal stabilizasyon egzersizlerinin yürüme yeteneğinin iyileştirilmesine de katkı sağladığı düşünölmektedir. Bu yönüyle, spinal stabilizasyon egzersizlerinin yürüyüş eğitiminin verildiği rehabilitasyon programına dahil edilmesi yürüyüş eğitiminin etkinliğine katkı sağlayacaktır.

Gjovaag ve ark, TF amputasyonu olan bireyler ile sağlıklı kontrol grubunu yürüyüş testi ile karşılaştırmışlar ve MaksVO<sub>2</sub> yüzdesinin TF amputasyonu olan grupta %40 daha düşük olduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca sağlıklı kişilerde MaksVO<sub>2</sub> belirlenmesi için altın standart olan koşu testi ile yürüyüş testi sonuçlarının benzer olduğunu ve yürüyüş testi protokolünün geçerli olduğunu bildirmişlerdir (43). Benzer çalışmalarda, yürüyüş testinde denge haline (*steady state*) ulaşmak için 4 ila 7 dakika arasında değişen sürenin yeterli olduğu bildirilmiştir (3,20,180,185). Çalışmamızda kullandığımız 6DAT'nde submaksimal yürüyüş testi protokolü kullanılmış ve ölçümler 6 dakikalık adımlama aktivitesi sırasında alınmıştır. Çalışmamız bu yönüyle MaksVO<sub>2</sub> ölçümü için literatürde belirtilen kriterleri karşılamaktadır.

Wezenberg ve ark, amputelerde yürüyüş yeteneği ve aerobik kapasite arasındaki ilişkiyi araştırmış ve çalışma sonucunda MaksVO<sub>2</sub> yüzdesinde %10'luk bir artışın, bağlı aerobik yükte %9,1'lik bir azalmaya, yürüme hızında %17,3 ve% 13,9'luk bir artışa ve yürüyüş verimliliğinde %6,8 ve %2,9'luk bir iyileşmeye (sırasıyla vasküler ve travmatik nedenli amputeler için) neden olduğunu rapor etmişlerdir (46). Çalışmamızda MaksVO<sub>2</sub> miktarı ile beraber adım sayısının da artması Wezenberg ve ark'nın bulgularıyla benzerlik göstermektedir. Wezenberg ve ark'nın çalışma bulguları dikkate alındığında, çalışmamızda spinal stabilizasyon egzersizlerini uygulayan gruptaki anlamlı MaksVO<sub>2</sub> artışıyla beraber bağlı aerobik yük ve yürüyüş verimliliğinin de artmasının muhtemel olduğu görölmektedir.



Amputasyonu olan bireyleri değerlendirmek için MaksVO<sub>2</sub> testini kullanan oldukça az sayıda çalışma vardır. Çalışma sayısının az olmasının muhtemel nedenlerinin; ampute popülasyonundaki komorbiditeler, bu tür testler hakkında bilgi eksikliği, test sonuçlarının yorumlanmasına ilişkin bilgi eksikliği, maliyetler veya olanakların yeterli olmaması gibi nedenler olabileceği bildirilmiştir (32).

Çalışmamız sonucunda MaksVO<sub>2</sub> değerleri her iki grupta da anlamlı düzeyde artmış ( $p < 0,05$ ), gruplar arası karşılaştırmada ise artış miktarı spinal stabilizasyon egzersiz grubu lehine farklı bulunmuştur. Spinal stabilizasyon egzersizleri ile, fiziksel uygunluğun önemli bir göstergesi olan MaksVO<sub>2</sub> değerinde tespit ettiğimiz iyileşme, spinal stabilizasyon egzersizlerinin klinik uygulamalarda ve amputasyonu olan bireylerde egzersiz programı oluştururken ciddi bir alternatif olarak ön plana çıkabileceğini göstermektedir. Egzersiz programı sonrasında MaksVO<sub>2</sub> miktarında oluşan anlamlı değişim, hareketin proksimal kontrolünde meydana gelen artışın beraberinde fiziksel kapasitede anlamlı iyileşme meydana getirdiğini göstermektedir. Amputasyonu olan bireylerde yapılacak, protez ile ilgili değişikliklerden ve diğer egzersiz uygulamalarından önce proksimal kontrolün artırılmasının bahsedilen uygulamaların verimliliğini arttırdığını düşünmekteyiz.

### **Yorgunluk**

Protezle rehabilitasyonun egzersiz kapasitesi üzerine etkisini belirlemek üzere yapılan bir çalışmada amputasyonu olan bireylerde MaksVO<sub>2</sub> miktarının (mL/kg/dk) düşük olduğu ve klasik protez rehabilitasyonu sırasında artmadığı bildirilmiştir. Bu çalışmada sonuç olarak, egzersiz kapasitesini iyileştirmek için bireysel düzeyde egzersiz eğitimine olan ihtiyaç vurgulanmaktadır (181). Protez teknolojisindeki gelişmeler, MaksVO<sub>2</sub> miktarını artırmayı ve yürüme ekonomisini iyileştirmeyi amaçlamaktadır. Yapılan çalışmalarda amputelerin protez ile daha az yorgunlukla daha uzun mesafeler yürümesinin sağlanması için fiziksel kapasitelerinin iyileştirilmesi gerekliliği vurgulanmaktadır (46).

Literatürde protez ile daha az yorgunlukla daha uzun mesafeler yürünmesinin önemi vurgulansa da amputasyonu olan bireylerde egzersiz eğitiminin yorgunluk üzerine etkisi bilimiz dahilinde araştırılmamıştır. Farklı protez komponentlerinin etkilerinin araştırıldığı çalışmalardan birinde torsiyon adaptörünün kullanımıyla

günlük yaşamda ağrı nedeniyle daha az rahatsızlık hissettiklerini bildirseler de, yorgunluk seviyelerinde, günlük atılan adım sayısında ve fonksiyonel mobilitede anlamlı bir değişim olmamıştır (186). Mikroişlemci kontrollü diz eklemi kullanımıyla ilgili yayınlanan bir vaka raporunda ise, yorgunluk, yürüyüş hızı ve yaşam kalitesinde iyileşme bildirilmiştir (187).

Literatürde amputasyonu olan bireylerde fiziksel yorgunluk seviyesini değerlendiren az sayıda çalışma incelendiğinde “*Multidimensional Fatigue Scale*” gibi ölçeklerin ön plana çıktığı görülmektedir (186–188). Bilgimiz dahilinde amputasyonu olan popülasyonda spesifik olarak fiziksel yorgunluğu değerlendiren Türkçe geçerlilik ve güvenilirliği yapılmış ölçek bulunmamaktadır. Çalışmamızda, 6DAT öncesinde ve sonrasında Modifiye Borg Skalası kullanılarak algılanan yorgunluk düzeyi sorgulanmış ve aradaki fark test sırasında oluşan yorgunluk olarak kaydedilmiştir.

Çalışmamız sonucunda sadece klasik egzersiz programı uygulanan grupta egzersiz testi sırasında oluşan yorgunluk ortalaması anlamlı olarak azalmıştır ( $p < 0,05$ ), spinal stabilizasyon egzersizleri uygulayan grupta anlamlı değişim olmamıştır ( $p > 0,05$ ). Gruplar arası karşılaştırmada ise, egzersiz programları sonrasında oluşan yorgunluk değişimi açısından istatistiksel olarak fark görülmemiştir ( $p > 0,05$ ). Egzersiz müdahalelerinin etkinliğini değerlendirdiğimiz çalışmamızda, gruplar arası karşılaştırmada spinal stabilizasyon egzersizlerini uygulayan grupta sadece temel egzersiz programı uygulanan gruba göre fonksiyonel egzersiz kapasitesinde ve enerji harcamasında artış olmasına rağmen yorgunluk miktarında anlamlı artış olmamıştır. Sonuçlarımız, spinal stabilizasyon egzersizlerinin fiziksel kapasitede artışa neden olarak oluşan yorgunluk miktarını arttırmadan daha fazla enerji kullanılabilmesini sağlamada etkili bir yöntem olduğunu göstermektedir. Spinal stabilizasyon eğitimiyle odaklandığımız transversus abdominus ve multifidus kaslarının aktivasyonu, yoğun olarak alt ekstremitte kaslarının resiprokal aktivasyonunu içeren egzersiz testi sırasında yorgunluk oluşmadan performansta artış meydana geldiği tespit edilmiştir. Sonuç olarak, derin spinal kasların stabilizasyon kuvvetini arttırmakta tek başına uygulanan klasik fizyoterapi programına göre üstün bulunan spinal stabilizasyon egzersizleri, hareketin proksimal kontrolünü arttırarak yorgunluk miktarı artmadan birim zamanda daha fazla iş yapılmasını sağlamıştır. Bu gelişimin, amputasyonu olan bireyin günlük

yaşam içerisinde yorulmadan daha uzun mesafe yürüyebilmesini sağlayacağı düşünülmektedir.

### **Fonksiyonel Mobilite ve Protezle Algılanan Mobilite Düzeyi**

Rehabilitasyon sırasında ve sonrasında eğitimin etkisini doğru bir şekilde izlemek için alt ekstremitte amputasyonu olan kişilerde mobilite ölçümleri sıklıkla kullanılmaktadır. Çalışmamızda egzersiz eğitimiyle beraber fonksiyonel mobilite düzeyi SKYT ile, protezle algılanan mobilite düzeyi PDA-M ile değerlendirilmiştir. Mobilite ölçümünde kullanılan iki test de ampute popülasyonda sıklıkla kullanılan geçerliliği kanıtlanmış yöntemlerdir (189).

PDA, protez ve protez ile algılanan yaşam kalitesinin kapsamlı bir şekilde değerlendirilmesi için tasarlanmıştır. PDA-M skoru kişinin proteziyle algıladığı, mobilite seviyesi ve ilişkili yaşam kalitesinin bir göstergesidir (190). SKYT amputasyonu olan bireylerde fonksiyonel mobilite düzeyini belirlemek için sıklıkla tercih edilmektedir (151). SKYT'nin sandalyeye oturma, kalkma yürüme yön değiştirme gibi günlük yaşamda sık tekrarlanan hareketleri içermesi, günlük yaşamdaki mobilite yeteneği hakkında önemli veri sağlamaktadır.

Literatürde alt ekstremitte amputasyonu olan bireylerde azalmış mobilitenin etkisi ve farklı müdahalelerin mobilite üzerine etkisi bir çok araştırmacı tarafından değerlendirilmiştir (186,191–194). Protez eğitimi, yürüyüş eğitimi ve egzersizleri içeren protez rehabilitasyonu yaklaşımlarının fonksiyonel mobilite ve protezle algılanan mobilite düzeyini iyileştirmede etkili olduğu bilinmektedir (193). Amputasyonu olan bireylerde spinal stabilizasyon egzersizlerinin etkilerini inceleyen bir çalışmada ise, 8 haftalık spinal stabilizasyon egzersizlerinin yürüyüşün zaman mesafe özelliklerini iyileştirmede etkili olduğunu bildirilmiştir (11).

Farklı protez komponentlerinin mobilite üzerinde etkisi de literatürde sıklıkla araştırılmıştır. Yapılan çalışmalarda, TF protezlerde mikroişlemci kontrollü diz eklemi kullanımı veya TT protezlerde aktif vakum suspansiyon sistemi kullanımı gibi protez komponenti değişikliklerinin mobilite seviyesi üzerindeki olumlu etkileri bildirilmiştir (192,195,196).

Çalışmamızda fonksiyonel mobilite düzeyi ortalamalarında hem Grup 1 hem Grup 2'de artış olsa da, kaydedilen grup içi değişimler istatistiksel olarak anlamlı

bulunmamıştır ( $p>0,05$ ). Egzersiz programı sonrasında değişimin gruplar arası karşılaştırılmasında fonksiyonel mobilitede düzeyinde iki grup arasında anlamlı fark tespit edilememiş ( $p>0,05$ ), buna karşılık protezle algılanan mobilite düzeyi ortalamalarında spinal stabilizasyon egzersiz grubu lehine anlamlı artış tespit edilmiştir ( $p<0,05$ ). Spinal stabilizasyon egzersizleri ile proksimal kontrolün artmasının, kişinin mobilite gerektiren günlük yaşam aktivitelerinde daha konforlu hissetmesini sağladığı ve protezle algılanan mobilite düzeyini arttırdığı düşünülmektedir. Çalışmamız sonucunda, amputasyonu olan bireylerde spinal stabilizasyon egzersizlerinin ampute rehabilitasyon programına eklenmesinin, kişinin protez ile algıladığı mobilite seviyesi ve ilişkili yaşam iyileştirmede önemli bir rol oynadığı görülmüştür.

### **Derin Spinal Kasların Stabilizasyon Kuvveti ve Spinal Stabilizasyon**

Performans üzerine yapılan çalışmalarda spinal stabilizatör sistem olması gerektiği gibi çalıştığında, kinetik zincirdeki eklemlerde minimum kompresyon veya parçalama kuvvetleri meydana gelmesini sağlayarak doğru kuvvet dağılımı ve maksimum kuvvet üretimi sağladığı bildirilmektedir (70). Alt ekstremitedeki kas aktivitesinin ve egzersiz performansının derin spinal kasların aktivitesinden etkilendiği yönündeki kanıtlar ise giderek artmaktadır (197,198). Spinal stabilizasyonun aktif komponenti olan “core” bölgesinin fonksiyonel hareketlerde, distal hareketlilik için proksimal stabilite sağladığı konusunda fikir birliği vardır (8,9,81).

Murray ve ark, TT amputasyonu olan bireylerde bel ve alt ekstremit eklemlerinin asimetrik yüklenmesine neden olan asimetrik ve artmış gövde hareketlerini bildirirken Shojaei ve ark, amputasyonu olan bireylerde yürüyüş sırasında spinal yüklenmenin sağlıklı kişilere göre %90'a kadar daha fazla olduğunu bildirmiştir (118,199). Yüklenmedeki bu artışın amputasyondan sonra gövde kaslarındaki değişmiş ko-aktivasyon paternleriyle ilgili olabileceği belirtilmiştir. Spinal stabilizasyon egzersizleri ile yürüyüş, merdiven inme-çıkma gibi aktivitelerin optimizasyonu ve spinal yüklenmelerin azaltılması araştırmacılar tarafından önerilmektedir (13,118,122,199). Buna karşılık bilimiz dahilinde spinal stabilizasyon egzersizlerinin metabolik harcamalar ve mobilite üzerine etkisi araştırılmamıştır.

Amputasyonu olan bireylerde spesifik olarak spinal stabilizasyon egzersizlerini inceleyen tek çalışmanın yürüyüş üzerine olduğu tespit edilmiştir (11). Corio ve ark, bu çalışmada alt ekstremitte amputasyonu olan bireylerde 8 haftalık spinal stabilizasyon eğitim programının, yürüyüşün zaman-mesafe parametreleri üzerine etkisini araştırmışlardır. Çalışma sonucunda lumbal stabilizasyon egzersizlerinin, özellikle transversus abdominus ve multifidus olmak üzere gövdenin “core” kaslarının güçlendirilmesi yoluyla rehabilitasyon programının parçası olarak, yürüyüşün zaman-mesafe parametrelerini iyileştirmede etkili olabileceğini bildirmişlerdir (11). Corio ve ark, çalışma sonucunu yorumlarken, proksimal stabilitenin artışıyla ekstremitte stabilitesi ve kontrolündeki iyileşmenin, hem sağlam hem de ampute taraftaki adım uzunluğunda önemli artışa neden olduğunu belirtmişlerdir. Adım uzunluğu, her iki ekstremitenin fonksiyonuna bağlıdır. Bu nedenle, adım uzunluğundaki anlamlı artış hem duruş hem de sallanma fazındaki iyileşmeyi göstermektedir. Ampute ekstremitte duruş fazındayken kaydedilen sağlam ekstremitenin adım uzunluğu, doğrudan protez üzerindeki stabilite ile ilgilidir. Ampute ekstremitenin sallanma fazında meydana gelen gelişmeler ise, artmış protez kontrolünü gösterir (200).

Donachy ve ark, sol omuz dezartikülasyonu ve TT amputasyonu olan bir bireyi uzun mesafe bisiklet sürüşüne hazırlamak için dirençli eğitim ve bisiklet ergometresinin yanında “core” stabilizasyon egzersizlerini içeren bir eğitim uygulamışlardır. Yaklaşık 16 haftalık eğitimin sonunda kişinin MaksVO<sub>2</sub> değerinde, ampute ekstremitte quadriceps kuvvetinde ve genel kuvvetinde iyileşme bildirmişlerdir (137). Donachy ve ark'nın yaptıkları çalışmada “core” stabilizasyon programını, uzun süreli protez yürüyüşüyle ilişkili yürüyüş bozukluklarını ve omuz dezartikülasyonu ile ilişkili spinal kas aktivitesindeki uzun süreli kas dengesizliğini iyileştirmek için egzersiz programına eklemişlerdir (201). Çalışma sonuçlarından yola çıkarak, ağırlık kaldırma, kuvvet antrenmanı ve bisiklet ergometresine ek olarak, “core” stabilizasyon eğitiminin, programın önemli bir yönü olduğunu, proksimal stabilitenin distal hareketliliği iyileştirdiğini vurgulamışlardır.

Spinal bölgeyi içeren kuvvetlendirme egzersizlerinin mekanik bel ağrısı üzerine olan etkileri daha önce araştırılmıştır (2,122,202). Literatürde, spinal stabilizasyon egzersizlerinin performansı iyileştirmek ve bel ağrısını azaltmak için kullanımının yanında yaralanma riskini azaltmak için kullanımından da

bahsedilmektedir. Abdallah ve ark, temassız alt ekstremite yaralanması olan sporcularda, sakatlanmamış oyunculara göre daha az “core” dayanıklılığı tespit edildiğini ve azalan “core” dayanıklılığının, yaralanma insidansındaki artış ile ilişkili olduğunu göstermiştir (203). Amputasyonu olan bireylerde bilimiz dâhilinde derin spinal kaslarının kuvvetinin yaralanma riski üzerine etkisi araştırılmamıştır. Amputasyonu olan bireylerde profesyonel seviyede spora katılımın hem ülkemizde hem de dünyada artışıyla beraber “core” stabilizasyonun kas iskelet sistemi üzerindeki koruyucu etkisi araştırmaya açık bir alandır.

Çalışmamızda derin spinal kasların stabilizasyon kuvveti, yüzüstü pozisyonda ADIM sırasında BGU kullanılarak değerlendirildi (106,149,204). Araştırmacılar, yapılmış çalışmaları derleyerek BGU ile ADIM’da okunan ortalama basınç değişikliklerinin yorumlanmasıyla ilgili kılavuz değerleri bildirmişlerdir (Tablo 3.1). Daha öncesinde araştırmacılar tarafından yayınlanmış bu kılavuz değerlerine göre; basınçta ADIM sırasında okunan 4 mmHg ve üzeri değişim normal sayılırken, 2-4 mmHg değişim orta seviye yanıtı, 2 mmHg’nın altı yetersiz veya anormal yanıtı göstermektedir (106,109).

Çalışmamızda yapılan ilk ölçümde Grup 1 ortalaması  $2,84 \pm 1,02$  mmHg iken, Grup 2 ortalaması  $4,25 \pm 1,78$  mmHg olarak kaydedilmiştir. İki grubun da ortalaması 2mmHg eşiğinden fazladır. Buna karşılık başlangıç değerlerinde iki grup arasında Grup 2 lehine farklılık tespit edilmiştir. Uygulanan egzersiz programları sonucunda iki grupta da derin spinal kasların stabilizasyon kuvvetinde anlamlı artış olmuştur. Gruplar arası karşılaştırmada, derin spinal kasların kuvvetinde spinal stabilizasyon egzersizleri uygulanan Grup 2 lehine anlamlı fark olduğu görülmüştür. Çalışma bulgularımız, temel egzersiz eğitiminin ve spinal stabilizasyon egzersizlerinin derin spinal kasların stabilizasyon kuvvetini arttırmada ayrı ayrı etkili olduğunu göstermiştir. Ekstremitte hareketlerinden hemen önce transversus abdominus kasının aktive olduğu çalışmalarda gösterilmiştir (85,86). Sadece temel egzersizleri uygulayan grupta derin spinal kasların kuvvetindeki artışın, ekstremitte hareketlerinden önce derin spinal kasların tekrarlı şekilde aktive olmasına bağlı olarak geliştiği düşünülmektedir.

Egzersiz programı sonrası ortalamalarına bakıldığında sadece klasik fizyoterapi programı uygulanan Grup 1’in ortalaması  $3,05 \pm 1,03$  mmHg iken klasik fizyoterapi programına ek olarak spinal stabilizasyon egzersizleri uygulanan Grup

2'nin ortalaması  $7,41 \pm 1,6$  mmHg olarak belirlenmiştir. Temel egzersiz programı sonrasında kaydedilen gelişmeye rağmen,  $3,05 \pm 1,03$  mmHg ortalaması Cairns ve ark bildirdiği sınıflandırmaya göre spinal stabilizatör fonksiyonu "normal" değer aralığına çıkarmak için yeterli olmamıştır. Spinal stabilizasyon egzersizleri uygulanan grupta kaydedilen  $7,41 \pm 1,6$  mmHg ortalaması ise spinal stabilizasyon fonksiyonunun egzersiz programı sonrasında "normal" değer aralığına çıktığını göstermektedir. Böylelikle distal segmentlerin hareketinden önce gerekli ve hazırlayıcı olan proksimal stabilite, spinal stabilizasyon egzersizlerinin uygulandığı grupta anlamlı şekilde artarak literatürde normal olarak belirlenen değer aralığına çıkmıştır.

Derin spinal kasların stabilizasyon fonksiyonundaki artış ile beraber alt ekstremitte kas aktivitesinin ve egzersiz performansının arttığı bilinmektedir ve çalışmamızda stabilizasyon seviyesindeki anlamlı gelişmenin bu yönüyle amputasyonu olan bireylerin performanslarının iyileştirilmesine önemli katkı sağladığı düşünülmektedir. Çalışmamızda amputasyonu olan bireylerde spinal stabilizasyon egzersizleri sonrasında kaydedilen MaksVO<sub>2</sub> ortalamalarındaki anlamlı artış proksimal stabilitenin distal hareketliliği iyileştirmesiyle ekstremitelerin daha verimli ve güçlü hareketlerini sağlayarak performansın iyileşebileceğini bildiren diğer çalışmaların bulgularıyla uyumludur (11,137).

Çalışmamızın sonuçları, amputasyonu olan bireylerde protez kullanımıyla uzun sürede gelişen spinal kas aktivasyon dengesizliklerini ve fonksiyonel egzersiz kapasitesini iyileştirmek için spinal stabilizasyon egzersizlerinin rehabilitasyon programına eklenmesini ön plana çıkartmaktadır. Bu yönüyle çalışmamızın, spinal stabilizasyon egzersizlerinin amputasyonu olan bireylerde etkisi ile ilgili ilk klinik randomize kontrollü çalışma olmasının literatüre büyük katkı sağlayacağını düşünüyoruz.

Sonuç olarak; çalışmamızda amputasyonu olan bireylerde temel egzersiz programının fonksiyonel egzersiz kapasitesi, oluşan yorgunluk miktarı ve atılan adım sayısı ile beraber maksimal enerji harcamasında gelişmeye sebep olduğu bulunmuştur. Tedavi sonrası gelişmeler incelendiğinde spinal stabilizasyon egzersizleri, algılanan mobilite düzeyini, egzersiz kapasitesini, yorgunluk oluşmadan atılan adım sayısını ve kullanılabilen enerji miktarını geliştirmede tek başına uygulanan klasik fizyoterapi programına göre üstün bulunmuştur. Çalışmamızda uyguladığımız spinal

stabilizasyon egzersiz programı ile transversus abdominus ve multifidus kaslarının aktivasyonuna odaklandık (8,11,156). Lumbal omurganın stabilizasyonunda kritik rol oynayan transversus abdominus ve multifidus kaslarının distal segmentlerle olan kanıtlanmış bağlantıları (9), spinal stabilizasyon eğitim grubunun sonuç ölçümlerinde kaydedilen iyileşmeleri desteklemektedir. Çalışmamız sonuçlarının, ampute rehabilitasyonu konusunda çalışan profesyoneller için önemli bir kaynak ve bundan sonra yapılacak çalışmalara yol gösterici olacağı düşünülmektedir.

### **Çalışmamızın Limitasyonları**

Çalışmamıza sadece aktivite skoruna göre K3 veya K4 olarak sınıflandırılan amputelerin (aktif vakum sistemli, karbon kompozit ayaklı TT protez kullanan) dahil edilmiş olması, çalışmamız limitasyonları arasında görülmektedir.



## 6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Unilateral TT amputasyonu olan bireylerde spinal stabilizasyon egzersizlerinin etkisini belirlemek amacıyla yapılan çalışmada değerlendirmeler sonucu elde edilen veriler uygun istatistiksel yöntemlerle analiz edilmiş ve aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir.

- (1) Grup 1 ve Grup 2 yaş, vücut kütle indeksi ve protez kullanım süresi açısından benzer dağılım göstermiştir. Bu sonuçlar, Grup 1'in ve Grup 2'nin demografik veriler açısından çalışmaya uygun bir örneklem oluşturduğunu göstermektedir.
- (2) Klasik fizyoterapi programının ve spinal stabilizasyon egzersiz programının fonksiyonel egzersiz kapasitesini, atılan adım sayısını iyileştirmede ve yorgunluk seviyesinde artış olmadan maksimal enerji kullanımını arttırmakta etkili olduğu belirlenmiştir. Gruplar karşılaştırıldığında spinal stabilizasyon egzersizlerinin, fonksiyonel egzersiz kapasitesini iyileştirmede ve yorgunluk düzeyinde artış olmadan maksimal enerji kullanımını arttırmada, tek başına uygulanan klasik fizyoterapi programına göre daha etkili olduğu belirlenmiştir.
- (3) Spinal stabilizasyon grubunda daha fazla olmak üzere, her iki grupta da adım sayısında anlamlı artış olduğu belirlenmiştir. Adım sayısında artış olmasına rağmen egzersiz testinde oluşan yorgunluk ortalamasının değişmemesi, yorulmadan ulaşılabilen mesafenin arttığını göstermektedir. Spinal stabilizasyon egzersizleri uygulanan grupta derin spinal kasların kuvvetindeki artış ile beraber hareketin proksimal kontrolü artmıştır. Spinal stabilizasyon egzersizleri ile hareketin proksimal kontrolünde artış olduğu, ekstremitelerin daha verimli ve güçlü hareket ürettiği böylelikle amputasyonu olan bireylerde gereksiz enerji harcamasını azaltılarak, enerjinin daha verimli kullanılmasını sağladığı düşünülmektedir.
- (4) Proksimal stabilitede artış ile, birim zamanda yorulmadan atılan adım sayısının ve ilişkili olarak kullanılabilen maksimum enerji miktarının arttığı görülmektedir. Spinal stabilizasyon egzersizleri ile hareketin proksimal kontrolünün artmasıyla, ekstremitelerde daha güçlü hareket üretmektedir. Böylelikle amputasyonu olan bireylerde enerjinin daha verimli kullanılması sağlanmaktadır. Bu yönüyle spinal stabilizasyon egzersizlerinin amputasyonu olan bireylerde konforlu yürüyüş hızını arttırarak kullanılabilen enerji

miktarını arttırdığı görülmüştür. Çalışmamızda değerlendirmeler katılımcıların kendi seçtikleri adımlama hızında yapılmış, yürüyüş hızı ve adım sayısındaki artış sonucunda ulaşılan maksimum enerji miktarının arttığı tespit edilmiştir.

- (5) Gruplar karşılaştırıldığında, spinal stabilizasyon egzersizlerinin klasik fizyoterapi programına dahil edilmesi fonksiyonel egzersiz kapasitesinde anlamlı iyileşmeye neden olmuştur. Spinal stabilizasyon egzersizlerinin proksimal kontrolü arttırarak hareketi daha verimli hale getirmesi sonucunda MaksVO<sub>2</sub> miktarını iyileştirmede etkili olduğu düşünülmektedir. Sonuçlarımız, spinal stabilizasyon egzersizlerinin amputasyonu olan bireylerde rehabilitasyon programı içerisinde egzersiz kapasitesini arttırmak için kullanılabilir alternatif bir uygulama olabileceğini yönünde kanıt olduğunu göstermektedir. Spinal stabilizasyon egzersizlerinin uygulanması ek cihaz veya özel bir alan gerektirmediği için maliyet etkinliği yüksek bir çözümdür. Spinal stabilizasyon egzersizlerinin bu yönünün, günlük yaşama yansıtılmasını daha kolay hale getireceği düşünülmektedir.
- (6) Uygulanan egzersiz programları sonrasında fonksiyonel mobilite seviyesindeki değişim her iki grupta ve gruplar arasında anlamlı bulunmamıştır fakat gruplar arası karşılaştırmada spinal stabilizasyon egzersiz programı sonrasında, derin spinal kasların stabilizasyon kuvvetinin artışıyla beraber, algılanan mobilite seviyesinde artış tespit edilmiştir. Spinal stabilizasyon egzersizleri ile proksimal kontrolün artmasının, kişinin mobilite gerektiren günlük yaşam aktivitelerinde daha konforlu hissetmesini sağladığı ve protezle algılanan mobilite düzeyini arttırdığı görülmüştür. Algılanan mobilite seviyesindeki ve ilişkili yaşam kalitesindeki artışın günlük yaşam aktivitelerine ve sosyal hayata katılımı arttıracığı düşünülmektedir.
- (7) Spinal stabilizasyon egzersizleri uygulanan grupta egzersiz programı sonrasında, derin spinal kasların stabilizasyon kuvvetinin “normal” (>4mmHg) değer aralığına çıktığı belirlenmiştir. Çalışmamızda spinal stabilizasyon egzersiz programı ile odaklandığımız transversus abdominus ve multifidus kaslarının distal segmentlerle bağlantılarının yanında lumbal bölgeyi koruyucu ve harekete hazırlayıcı fonksiyonları olduğu tespit edilmiştir. Amputasyonu olan bireylerde uzun sürede gelişen omurgadaki asimetrik yüklenme, azalmış

mobilité ve artan metabolik harcamaların etkisini minimuma indirmek için spinal stabilizasyon egzersizlerinin rehabilitasyon programına eklenmesinin rehabilitasyon programının etkinliğini arttırdığı düşünölmektedir.

Amputasyonu olan bireylerde farklı egzersiz programlarının ve rehabilitasyon yaklaşımlarının etkisini inceleyen çalışma sayısı oldukça azdır. Enerji harcaması ve fonksiyonel egzersiz kapasitenin egzersiz programıyla değişimini inceleyen randomize kontrollü çalışma bulunmamaktadır. Çalışmamız TT amputasyonu olan bireylerde 6DAT ile metabolik harcamaları değerlendiren literatürdeki ilk çalışmadır. Amputasyonu olan bireylerde egzersiz testlerinin uygulanması ile ilgili sınırlı sayıda çalışma olduğu için çalışmamız sonuçlarının bu alanda yapılacak olan çalışmalara önemli katkı sağlayacağı düşünölmektedir.

Çalışmamız sonuçlarına göre, spinal stabilizasyon egzersizlerinin amputasyonu olan bireylerin rehabilitasyon programına dahil edilmesinin, amputelerin fonksiyonelliğine olumlu katkı sağlayacağı düşünölmektedir. Çalışmamız bu konuda yapılan ilk randomize kontrollü klinik çalışmadır. Bu yönüyle çalışmamızın farklı amputasyon nedenlerinde, farklı amputasyon seviyelerinde ve daha fazla kişi sayısı ile yapılacak benzer çalışmalar için yol gösterici olacağı düşünölmektedir.

## 7. KAYNAKLAR

1. Şener G, Erbahçeci F. Protezler Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Güncel Teknolojiler Uygulamalar. 4th ed. Ankara; 2019.
2. Wasser JG, Herman DC, Horodyski M, Zaremski JL, Tripp B, Page P, et al. Exercise intervention for unilateral amputees with low back pain: study protocol for a randomised, controlled trial. *Trials* [Internet]. 2017 Dec 29 [cited 2018 Jul 11];18(1):630. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29284521>
3. McDonald CL, Kramer PA, Morgan SJ, Halsne EG, Cheever SM, Hafner BJ. Energy expenditure in people with transtibial amputation walking with crossover and energy storing prosthetic feet: A randomized within-subject study. *Gait Posture* [Internet]. 2018;62(November 2017):349–54. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.03.040>
4. Pinzur MS, Gold J, Schwartz D, Gross N. Energy demands for walking in dysvascular amputees as related to the level of amputation. *Orthopedics*. 1992;15(9):1033–7.
5. Aytar A, Pekiavas NO, Ergun N, Karatas M. Is there a relationship between core stability, balance and strength in amputee soccer players? A pilot study. *Prosthet Orthot Int* [Internet]. 2012;36(3):332–8. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22918911>
6. Gailey RS, Wenger MA, Raya M, Kirk N, Erbs K, Spyropoulos P, et al. Energy expenditure of trans-tibial amputees during ambulation at self-selected pace. *Prosthetics Orthot Int* [Internet]. 1994 [cited 2018 Jul 9];18:84–91. Available from: <http://journals.sagepub.com/doi/pdf/10.3109/03093649409164389>
7. Mutlu A, Kharooty MD, Yakut Y. The effect of segmental weight of prosthesis on hemodynamic responses and energy expenditure of lower extremity amputees. *Soc Phys Ther Sci*. 2017;(29):629–34.
8. Akuthota, V, Ferreiro A, Moore T FM. Core Stability Exercise Principles. *Curr Sport Med Rep*. 2008;7(1):39–44.
9. Kibler W Ben, Press J, Sciascia A. The role of core stability in athletic function. *Sports Med* [Internet]. 2006 [cited 2018 Jul 12];36(3):189–98. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16526831>
10. Ozmen T. Relationship between core stability, dynamic balance and jumping performance in soccer players. *Turkish J Sport Exerc* [Internet]. 2016;18(1):110. Available from: <http://dergipark.gov.tr/doi/10.15314/tjse.93545>
11. Corio F, Troiano R, Magel JR. The Effects of Spinal Stabilization Exercises on the Spatial and Temporal Parameters of Gait in Individuals With Lower Limb Loss. *J Prosthetics Orthot* [Internet]. 2010 [cited 2018 Jul 12];22(4):230–6. Available from: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage&an=00008526-201010000-00006>
12. Nesser TW, Lee WL. The relationship between core strength and performance

- in Division I female soccer players. *J Exerc Physiol Online* [Internet]. 2009 [cited 2018 Jul 12];12(2). Available from: [https://www.researchgate.net/publication/228494628\\_The\\_relationship\\_between\\_core\\_strength\\_and\\_performance\\_in\\_Division\\_I\\_female\\_soccer\\_players](https://www.researchgate.net/publication/228494628_The_relationship_between_core_strength_and_performance_in_Division_I_female_soccer_players)
13. Gaffney BMM, Christiansen CL, Murray AM, Davidson BS. Trunk movement compensations and corresponding core muscle demand during step ambulation in people with unilateral transtibial amputation. *J Electromyogr Kinesiol*. 2018;39(November 2017):16–25.
  14. Markatos K, Karamanou M, Saranteas T, Mavrogenis AF. Hallmarks of amputation surgery. *Int Orthop*. 2019;43(2):493–9.
  15. Chui K, Jorge M, Yen S-C, Lusardi M. *Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation* [Internet]. 4th ed. Elsevier; 2019 [cited 2020 Nov 16]. 832 p. Available from: <https://www.elsevier.com/books/orthotics-and-prosthetics-in-rehabilitation/chui/978-0-323-60913-5>
  16. Esquenazi A, Meier RH. *Rehabilitation in limb deficiency*. 4. Limb amputation. *Arch Phys Med Rehabil*. 1996;77(3 SUPPL.).
  17. Penn-Barwell JG. Outcomes in lower limb amputation following trauma: A systematic review and meta-analysis. *Injury*. 2011;42(12):1474–9.
  18. Esquenazi A. Amputation rehabilitation and prosthetic restoration. From surgery to community reintegration. *Disabil Rehabil*. 2004;26(14–15):831–6.
  19. Van Velzen JM, Van Bennekom CAM, Polomski W, Sloopman JR, Van Der Woude LHV, Houdijk H. Physical capacity and walking ability after lower limb amputation: A systematic review. *Clin Rehabil*. 2006;20(11):999–1016.
  20. Barr S, Howe TE. Prosthetic rehabilitation for older dysvascular people following a unilateral transfemoral amputation (Review). *Cochrane Database Syst Rev*. 2018;2018(10).
  21. Sanders GT, May BJ. *Lower limb amputations: a guide to rehabilitation*. 6th ed. Philadelphia: FA Davis Co; 1986.
  22. Suckow BD, Goodney PP, Nolan BW, Veeraswamy RK, Gallagher P, Cronenwett JL, et al. Domains that determine quality of life in vascular amputees. *Ann Vasc Surg* [Internet]. 2015;29(4):722–30. Available from: <http://www.embase.com/search/results?subaction=viewrecord&from=export&id=L603505158%5Cnhttp://dx.doi.org/10.1016/j.avsg.2014.12.005>
  23. Czerniecki JM, Morgenroth DC. Metabolic energy expenditure of ambulation in lower extremity amputees: what have we learned and what are the next steps? In: *Disability and Rehabilitation* [Internet]. Taylor & Francis; 2017 [cited 2019 Aug 1]. p. 143–51. Available from: <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.3109/09638288.2015.1095948>
  24. Chin T, Sawamura S, Fujita H, Nakajima S, Oyabu H, Nagakura Y, et al. Physical fitness of lower limb amputees. *Am J Phys Med Rehabil*. 2002;81(5):321–5.
  25. 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 Res Int*. 2002;7(4):203–14.
26. Fisher SV, Gullickson G. Energy cost of ambulation in health and disability: a literature review. Vol. 59, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1978. p. 124–33.
  27. Pinzur MS. Gait analysis in peripheral vascular insufficiency through-knee amputation. *J Rehabil Res Dev*. 1993;30(4):388–92.
  28. Waters RL, Mulroy S. The energy expenditure of normal and pathologic gait. *Gait Posture*. 1999;9(3):207–31.
  29. Matsen SL, Malchow DR, Matsen FA. Correlations with Patients' Perspectives of the Result of Lo... : *JBJS. J Bone Jt Surg [Internet]*. 2000 [cited 2020 Oct 28];82(8):1089. Available from: [https://journals.lww.com/jbjsjournal/Abstract/2000/08000/Correlations\\_with\\_Patients\\_\\_Perspectives\\_of\\_the.4.aspx](https://journals.lww.com/jbjsjournal/Abstract/2000/08000/Correlations_with_Patients__Perspectives_of_the.4.aspx)
  30. Fortington LV, Rommers GM, Geertzen JHB, Postema K, Dijkstra PU. Mobility in Elderly People With a Lower Limb Amputation: A Systematic Review. *J Am Med Dir Assoc [Internet]*. 2012;13(4):319–25. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jamda.2010.12.097>
  31. Traugh GH, Corcoran PJ, Reyes RL. Energy expenditure of ambulation in patients with above knee amputations. *Arch Phys Med Rehabil*. 1975;56(2):67–71.
  32. Schaik L, Geertzen JHB, Dijkstra PU, Dekker R. Metabolic costs of activities of daily living in persons with a lower limb amputation: A systematic review and meta-analysis. Vol. 14, *PLoS ONE. Public Library of Science*; 2019.
  33. Waters RL, Perry J, Antonelli D, Hislop H. Energy cost of walking of amputees: the influence of level of amputation - PubMed. *J Bone Jt Surg Am [Internet]*. 1976 [cited 2020 Oct 28];58(1):42–6. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/1249111/>
  34. Moore G, Durstine JL, Painter P. *ACSM's Exercise Management for Persons With Chronic Diseases and Disabilities [Internet]*. 4th ed. Human Kinetics. United States of America: Human Kinetics; 2016 [cited 2020 Oct 24]. Available from: [https://books.google.com.tr/books?hl=tr&lr=&id=mEjZCwAAQBAJ&oi=fnd&pg=PR1&dq=ACSM's+exercise+management+for+persons+with+chronic+diseases+and+disabilities.+Human+Kinetics,+2003.+Chapter+2&ots=cYw88Gskv5&sig=4qG4sjYxVWkaqTDhQhhzfGfHJyU&redir\\_esc=y#v=onepag](https://books.google.com.tr/books?hl=tr&lr=&id=mEjZCwAAQBAJ&oi=fnd&pg=PR1&dq=ACSM's+exercise+management+for+persons+with+chronic+diseases+and+disabilities.+Human+Kinetics,+2003.+Chapter+2&ots=cYw88Gskv5&sig=4qG4sjYxVWkaqTDhQhhzfGfHJyU&redir_esc=y#v=onepag)
  35. Thompson P. Benefits and Risks Associated with Physical Activity. In: *ACSM's Guidelines For Exercise Testing and Prescription [Internet]*. 2014. p. 3. Available from: [https://www.acsm.org/docs/default-source/publications-files/acsm-guidelines-download-10th-edabf32a97415a400e9b3be594a6cd7fbf.pdf?sfvrsn=aaa6d2b2\\_0](https://www.acsm.org/docs/default-source/publications-files/acsm-guidelines-download-10th-edabf32a97415a400e9b3be594a6cd7fbf.pdf?sfvrsn=aaa6d2b2_0)
  36. World Health Organization. İşlevsellik, Yetiyitimi ve Sağlığın Uluslararası Sınıflandırılması. 2004.
  37. Gonçalves Junior E, José Knabben R, Cristina Tonon da Luz S. Portraying the

- amputation of lower limbs: an approach using ICF Retratando a amputação de membros inferiores: uma abordagem por meio da CIF. *Fisioter Mov* [Internet]. 2017 [cited 2018 Jul 12];30(1):97–106. Available from: <http://dx.doi.org/10.1590/1980-5918.030.001.AO10>
38. Mohanty RK, Lenka P, Equebal A, Kumar R. Comparison of energy cost in transtibial amputees using “prosthesis” and “crutches without prosthesis” for walking activities. *Ann Phys Rehabil Med* [Internet]. 2012;55(4):252–62. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.rehab.2012.02.006>
  39. Astrand PO RK. *Textbook of Work Physiology*. New York: McGraw-Hill Book Company; 1977.
  40. Stickland MK, Butcher SJ, Marciniuk DD, Bhutani M. Assessing Exercise Limitation Using Cardiopulmonary Exercise Testing. *Pulm Med*. 2012;2012:1–13.
  41. Waters R, Hislop H, Perry J, Aivtonelli D. Energetics: application to the study and management of locomotor disabilities. *Orthop Clin North Am*. 1978;9(2):351–77.
  42. Robert L. Waters MD. The Energy Expenditure of Amputee Gait | O&P Virtual Library. In: *Atlas of Limb Prosthetics: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles* [Internet]. 2nd ed. 2002 [cited 2020 Jun 8]. Available from: <http://www.oandplibrary.org/alp/chap15-01.asp>
  43. Gjovaag T, Starholm IM, Mirtaheri P, Hegge FW, Skjetne K. Assessment of aerobic capacity and walking economy of unilateral transfemoral amputees. *Prosthet Orthot Int*. 2014;38(2):140–7.
  44. Major MJ, Twiste M, Kenney LPJ, Howard D. The effects of prosthetic ankle stiffness on ankle and knee kinematics, prosthetic limb loading, and net metabolic cost of trans-tibial amputee gait. *Clin Biomech* [Internet]. 2014 Jan 1 [cited 2018 Oct 31];29(1):98–104. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003313002313>
  45. Genin JJ, Bastien GJ, Franck B, Detrembleur C, Willems PA. Effect of speed on the energy cost of walking in unilateral traumatic lower limb amputees. *Eur J Appl Physiol*. 2008;103(6):655–63.
  46. Wezenberg D, Van Der Woude LH, Faber WX, De Haan A, Houdijk H. Relation between Aerobic Capacity and Walking Ability in Older Adults with a Lower-Limb Amputation. *Arch Phys Med Rehabil* [Internet]. 2013;94(9):1714–20. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.apmr.2013.02.016>
  47. Huang CT, Jackson JR, Moore NB, Fine PR, Kuhlemeier K V, Traugh GH, et al. Amputation: energy cost of ambulation. *Arch Phys Med Rehabil* [Internet]. 1979 [cited 2020 Sep 29];60(1):18–24. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/420566/>
  48. Starholm I-M, Gjovaag T, Mengshoel AM. Energy expenditure of transfemoral amputees walking on a horizontal and tilted treadmill simulating different outdoor walking conditions. *Prosthet Orthot Int*. 2010;34(2):184–94.
  49. Cruts HE, Vries J de, Zilvold G, Huisman K, Alsté JA van, Boom HB. Lower

- extremity amputees with peripheral vascular disease: graded exercise testing and results of prosthetic training. *Arch Phys Med Rehabil* [Internet]. 1987 [cited 2020 Oct 24];68(1):14–9. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/3800618/>
50. Kenny WL, Wilmore JH, Costill DL. *Physiology of sport and exercise*. 5th ed. Human Kinetics; 2011.
  51. Chin T, Sawamura S, Fujita H, Nakajima S, Ojima I, Oyabu H, et al. Effect of endurance training program based on anaerobic threshold (AT) for lower limb amputees. Vol. 38, *Journal of Rehabilitation Research and Development*. 2001.
  52. Chin T, Sawamura S, Fujita H, Nakajima S, Ojima I, Oyabu H, et al. The efficacy of the one-leg cycling test for determining the anaerobic threshold (AT) of lower limb amputees. *Prosthet Orthot Int*. 1997;21(2):141–6.
  53. Carter J, Jeukendrup AE. Validity and reliability of three commercially available breath-by-breath respiratory systems. *Eur J Appl Physiol*. 2002;86(5):435–41.
  54. Ijzerman MJ, Nene AV. Feasibility of the physiological cost index as an outcome measure for the assessment of energy expenditure during walking. *Arch Phys Med Rehabil*. 2002 Dec 1;83(12):1777–82.
  55. Ainsworth BE, Haskell WL, Herrmann SD, Meckes N, Bassett DR, Tudor-Locke C, et al. 2011 compendium of physical activities: A second update of codes and MET values. *Med Sci Sports Exerc*. 2011;43(8):1575–81.
  56. Kramer S, Johnson L, Bernhardt J, Cumming T. Energy Expenditure and Cost during Walking after Stroke: A Systematic Review. *Arch Phys Med Rehabil* [Internet]. 2016 [cited 2020 Sep 29];97(4):619-632.e1. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.apmr.2015.11.007>
  57. Czerniecki JM. Rehabilitation in limb deficiency. 1. Gait and motion analysis. *Arch Phys Med Rehabil*. 1996 Mar 1;77(3 SUPPL.):S3–8.
  58. Schoeller DA, Cook CM, Raman A. Energy Expenditure: Indirect Calorimetry. In: *Encyclopedia of Human Nutrition*. Elsevier Inc.; 2013. p. 170–6.
  59. Estimation of energy expenditure by indirect calorimetry | Deranged Physiology [Internet]. [cited 2020 Nov 29]. Available from: <https://derangedphysiology.com/main/required-reading/endocrinology-metabolism-and-nutrition/Chapter 1.1.3/estimation-energy-expenditure-indirect-calorimetry>
  60. Haugen AH, Chan LN, Li F. Indirect calorimetry: A practical guide for clinicians. *Nutr Clin Pract*. 2007;22(4):377–88.
  61. Nieman DC, Austin MD, Benezra L, Pearce S, McInnis T, Unick J, et al. Validation of cosmed's FitMate™ in measuring oxygen consumption and estimating resting metabolic rate. *Res Sport Med*. 2006;14(2):89–96.
  62. Neumann D. *Kinesiology of the Musculoskeletal System- Foundations for Rehabilitation* [Internet]. 3rd ed. Elsevier; 2016 [cited 2020 Nov 29]. 784 p. Available from: <https://www.elsevier.com/books/kinesiology-of-the-musculoskeletal-system/neumann/978-0-323-28753-1>



63. White A, Panjabi M. *Clinical Biomechanics of the Spine*. 1990.
64. Panjabi MM. The stabilizing system of the spine: Part I. function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *J Spinal Disord*. 1992;5(4):383–9.
65. Panjabi MM. The stabilizing system of the spine. Part II. neutral zone and instability hypothesis. *J Spinal Disord*. 1992;5(4):390–7.
66. Hodges PW. Core stability exercise in chronic low back pain. Vol. 34, *Orthopedic Clinics of North America*. W.B. Saunders; 2003. p. 245–54.
67. Cort JA, Dickey JP, Potvin JR. Trunk muscle contributions of to L4-5 joint rotational stiffness following sudden trunk lateral bend perturbations. *J Electromyogr Kinesiol* [Internet]. 2013 [cited 2020 Sep 29];23(6):1334–42. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2013.09.006>
68. Richardson CA, Jull GA, Hodges PW, Hides JA. *Therapeutic Exercise for Spinal Segmental Stabilization in Low Back Pain: Scientific Basis and Clinical Approach* [Internet]. Edinburgh: Churchill Livingstone; 1999 [cited 2020 Aug 7]. 185 p. Available from: <https://espace.library.uq.edu.au/view/UQ:145870>
69. Crisco JJ, Panjabi MM, Yamamoto I, Oxland TR. Euler stability of the human ligamentous lumbar spine. Part II: Experiment. *Clin Biomech*. 1992 Feb 1;7(1):27–32.
70. Fredericson M, Moore T. Muscular balance, core stability, and injury prevention for middle and long distance runners. Vol. 16, *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*. Elsevier; 2005. p. 669–89.
71. Gordon KE, Reed O. The Role of the Pelvic Floor in Respiration: A Multidisciplinary Literature Review. *J Voice* [Internet]. 2020;34(2):243–9. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.jvoice.2018.09.024>
72. Hides JA, Richardson CA, Jull GA. Multifidus Muscle Recovery Is Not Automatic After Resolution of Acute, First-Episode Low Back Pain. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1996;23:2763–9.
73. McGill SM. Low back stability: From formal description to issues for performance and rehabilitation. *Exerc Sport Sci Rev*. 2001;29(1):26–31.
74. Putnam CA. Sequential motions of body segments in striking and throwing skills: Descriptions and explanations. *J Biomech*. 1993 Jan 1;26(SUPPL. 1):125–35.
75. Zattara M, Bouisset S. Posturo-kinetic organisation during the early phase of voluntary upper limb movement. 1 Normal subjects. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 1988;51(7):956–65.
76. Puntumetakul R, Areeudomwong P, Emasithi A, Yamauchi J. effect of 10-week core stabilization exercise training and detraining on pain-related outcomes in patients with clinical lumbar instability. *Patient Prefer Adherence* [Internet]. 2013 [cited 2020 Oct 3];7:1189–99. Available from: <http://dx.doi.org/10.2147/PPA.S50436>
77. Wallden M. The primal nature of core function: In rehabilitation & performance conditioning. Vol. 17, *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. Churchill

- Livingstone; 2013. p. 239–48.
78. Jeffreys I. Developing a progressive core stability program. *Strength Cond J*. 2002;24(5):65–6.
  79. Borghuis J, Hof AL, Lemmink KAPM. The Importance of Sensory-Motor Control in Providing Core Stability Implications for Measurement and Training. *Sport Med* [Internet]. 2008 [cited 2019 Jan 24];38(11):894–914. Available from: <https://link.springer.com/content/pdf/10.2165%2F00007256-200838110-00002.pdf>
  80. McGill SM, Karpowicz A. Exercises for Spine Stabilization: Motion/Motor Patterns, Stability Progressions, and Clinical Technique. *YAPMR* [Internet]. 2009 [cited 2018 Nov 6];90:118–26. Available from: [https://www.clinicalkey.com/service/content/pdf/watermarked/1-s2.0-S0003999308015050.pdf?locale=en\\_US](https://www.clinicalkey.com/service/content/pdf/watermarked/1-s2.0-S0003999308015050.pdf?locale=en_US)
  81. Kobesova A, Kolar P. Developmental kinesiology: Three levels of motor control in the assessment and treatment of the motor system. *J Bodyw Mov Ther* [Internet]. 2014 [cited 2020 Oct 7];18(1):23–33. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbmt.2013.04.002>
  82. Novotny JE, Beynnon BD, Nichols CE. Modeling the stability of the human glenohumeral joint during external rotation. *J Biomech*. 2000;33(3):345–54.
  83. Wilke HJ, Wolf S, Claes LE, Arand M, Wiesend A. Stability increase of the lumbar spine with different muscle groups—a biomechanical in vitro study. *Spine (Phila Pa 1976)* [Internet]. 1995 [cited 2020 Nov 29];20(2):192–8. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/7716624/>
  84. Cresswell AG, Oddsson L, Thorstensson A. The influence of sudden perturbations on trunk muscle activity and intra-abdominal pressure while standing. *Exp Brain Res* [Internet]. 1994 Mar [cited 2020 Oct 15];98(2):336–41. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8050518/>
  85. Hodges PW, Richardson CA. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain: A motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine (Phila Pa 1976)* [Internet]. 1996 Nov 15 [cited 2020 Oct 15];21(22):2640–50. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8961451/>
  86. Hodges PW, Richardson CA. Altered Trunk Muscle Recruitment in People With Low Back Pain With Upper Limb Movement at Different Speeds . *Arch Phys Med Rehabil* [Internet]. 1999 [cited 2020 Nov 16];80:1005–12. Available from: <https://reader.elsevier.com/reader/sd/pii/S0003999399900527?token=2AEA48C2FC2925925F02CBF58882CD72DB15F9D103D941E0BD333F2EE58C93B2F08971BEBDBD0BE1CE432FEBE96DC502>
  87. Ward SR, Kim CW, Eng CM, Gottschalk Iv LJ, Tomiya A, Garfin SR, et al. Architectural Analysis and Intraoperative Measurements Demonstrate the Unique Design of the Multifidus Muscle for Lumbar Spine Stability. *J Bone Jt Surg*. 2009;91:176–85.
  88. Boogduk N. Clinical Anatomy of the Lumbar Spine and Sacrum [Internet]. 4th

- ed. Elsevier; 2005 [cited 2020 Sep 29]. 250 p. Available from: [https://www.m-culture.go.th/mculture\\_th/download/king9/Glossary\\_about\\_HM\\_King\\_Bhumibol\\_Adulyadej's\\_Funeral.pdf](https://www.m-culture.go.th/mculture_th/download/king9/Glossary_about_HM_King_Bhumibol_Adulyadej's_Funeral.pdf)
89. Kapandji AI. *The Physiology of the Joints- Volume 3: The Spinal Column, Pelvic Girdle and Head*. 6th ed. Elsevier; 2007.
  90. Oddsson LI. Control of voluntary trunk movements in man. Mechanisms for postural equilibrium during standing. *Acta Physiol Scand Suppl*. 1990;595:1–60.
  91. McGill SM, Norman RW. Reassessment of the role of intra-abdominal pressure in spinal compression. *Ergonomics* [Internet]. 1987 [cited 2020 Sep 29] Nov 1;30(11):1565–88. Available from: <https://doi.org/10.1080/00140138708966048>
  92. Aruin AS, Latash ML. Directional specificity of postural muscles in feed-forward postural reactions during fast voluntary arm movements. *Exp Brain Res*. 1995;103(2):323–32.
  93. Hodges W, Richardson A. Feedforward contraction of transversus abdominis is not influenced by the direction of arm movement. *Exp Brain Res*. 1997;114:362–70.
  94. Cordo PJ, Nashner LM. Properties of postural adjustments associated with rapid arm movements. *J Neurophysiol*. 1982 Feb;47(2):287–302.
  95. Hodges PW, Butler JE, McKenzie DK, Gandevia SC. Contraction of the human diaphragm during rapid postural adjustments. *J Physiol*. 1997;505(2):539–48.
  96. Jensen BR, Laursen B, Sjøgaard G. Aspects of shoulder function in relation to exposure demands and fatigue - A mini review. *Clin Biomech*. 2000;15(SUPPL. 1):17–20.
  97. Tesh KM, Dunn JS, Evans JH. The abdominal muscles and vertebral stability. *Spine (Phila Pa 1976)* [Internet]. 1987 [cited 2020 Oct 3];12(5):501–8. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/2957802/>
  98. Lima PO de P, de Oliveira RR, Costa LOP, Laurentino GEC. Measurement properties of the pressure biofeedback unit in the evaluation of transversus abdominis muscle activity: A systematic review. *Physiotherapy* [Internet]. 2011 [cited 2020 Sep 29];97(2):100–6. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.physio.2010.08.004>
  99. McGill SM, Childs A, Liebenson C. Endurance Times for Low Back Stabilization Exercises: Clinical Targets for Testing and Training From a Normal Database. *Arch Phys Med* [Internet]. 1999 [cited 2020 Nov 5];80:941–4. Available from: <https://reader.elsevier.com/reader/sd/pii/S0003999399900874?token=5E234135159627E6C7EAD68F36E626AFFD3EC0EA9B14CA4675338ACD7110090ED9A8642A3DFB16C4BF0FB2901869A680>
  100. Cowley PM, Swensen TC. Development and reliability of two core stability field tests. *J Strength Cond Res*. 2008;22(2):619–24.
  101. O’Sullivan PB, Phytty GD, Twomey LT, Allison GT. Evaluation of specific

- stabilizing exercise in the treatment of chronic low back pain with radiologic diagnosis of spondylolysis or spondylolisthesis. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1997;22(24):2959–67.
102. Aggarwal A, Kumar S, Madan R, Kumar R. Relationship among different tests of evaluating low back core stability. *J Musculoskelet Res*. 2011;14(2).
  103. Jull G, Richardson C, Toppenberg R, Comerford M, Bui B. Towards a measurement of active muscle control for lumbar stabilisation. *Aust J Physiother* [Internet]. 1993 [cited 2020 Sep 29];39(3):187–93. Available from: [http://dx.doi.org/10.1016/S0004-9514\(14\)60481-5](http://dx.doi.org/10.1016/S0004-9514(14)60481-5)
  104. Chattanooga Group. STABILIZER™ Pressure Bio-Feedback. Operating Instructions. [Internet]. Hixson; 2005 [cited 2019 Jan 28]. Available from: [https://www.fysiosupplies.nl/downloads/dl/file/id/262/product/1531/biofeedback\\_stabilizer\\_manual.pdf](https://www.fysiosupplies.nl/downloads/dl/file/id/262/product/1531/biofeedback_stabilizer_manual.pdf)
  105. Mills JD, Taunton JE, Mills WA. The effect of a 10-week training regimen on lumbo-pelvic stability and athletic performance in female athletes: a randomized-controlled trial. *Phys Ther Sport* [Internet]. 2005 [cited 2020 Sep 29];6(2):60-66 7p. Available from: <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=ccm&AN=106510336&site=ehost-live>
  106. Cairns MC, Harrison K, Wright C. Pressure biofeedback: A useful tool in the quantification of abdominal muscular dysfunction? *Physiotherapy* [Internet]. 2000;86(3):127–38. Available from: [http://dx.doi.org/10.1016/S0031-9406\(05\)61155-8](http://dx.doi.org/10.1016/S0031-9406(05)61155-8)
  107. Hwang YI, Kim JJ, Park DJ. The preferential contraction ratios of transversus abdominis on the variations of knee angles during abdominal drawing-in maneuver in wall support standing. *J Exerc Rehabil*. 2014;10(2):100–5.
  108. Costa LOP, Costa LDCM, Caçado RL, Oliveira WDM, Ferreira PH. Short report: Intra-tester reliability of two clinical tests of transversus abdominis muscle recruitment. *Physiother Res Int*. 2006;11(1):48–50.
  109. Hodges P, Richardson C, Jull G. Evaluation of the relationship between laboratory and clinical tests of transversus abdominis function. *Physiother Res Int*. 1996;1(1):30–40.
  110. Storheim K, Bø K, Pederstad O, Jahnsen R. Intra-tester reproducibility of pressure biofeedback in measurement of transversus abdominis function. *Physiother Res Int*. 2002;7(4):239–49.
  111. Richardson C, Hodges PW, Hides J. *Therapeutic Exercise for Lumbopelvic Stabilization: A Motor Control Approach for the Treatment and Prevention of Low Back Pain*. 2nd ed. Edinburgh, UK: Churchill Livingstone; 2004.
  112. Drysdale CL, Earl JE, Hertel J. Surface Electromyographic Activity of the Abdominal Muscles during Pelvic-Tilt and Abdominal-Hollowing Exercises. *J Athl Train*. 2004;39(1):32–6.
  113. Calisse J, Rohlmann A, Bergmann G. Estimation of trunk muscle forces using the finite element method and in vivo loads measured by telemeterized internal

- spinal fixation devices. *J Biomech.* 1999;32(7):727–31.
114. McGill SM, Cannon J, Andersen JT. Muscle activity and spine load during pulling exercises: Influence of stable and labile contact surfaces and technique coaching. *J Electromyogr Kinesiol* [Internet]. 2014 [cited 2020 Sep 29];24(5):652–65. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2014.06.002>
  115. Cholewicki J, Pm M. Mechanical stability of the in viva lumbar spine: implications for injury and chronic low back pain Introduction pressive loads exceeding 20 N' and the lumbar part of. *Cbkxd Biomechnics.* 1996;11(1):15.
  116. Arjmand N, Shirazi-Adl A. Biomechanics of Changes in Lumbar Posture in Static Lifting. *Spine (Phila Pa 1976)* [Internet]. 2005 [cited 2020 Sep 29];30(23). Available from: [https://journals.lww.com/spinejournal/Fulltext/2005/12010/Biomechanics\\_of\\_Changes\\_in\\_Lumbar\\_Posture\\_in.9.aspx](https://journals.lww.com/spinejournal/Fulltext/2005/12010/Biomechanics_of_Changes_in_Lumbar_Posture_in.9.aspx)
  117. Adams MA. The biomechanics of back pain. *Acupunct Med.* 2004;22(4):178–88.
  118. Shojaei I, Hendershot BD, Wolf EJ, Bazrgari B, Biomech Bristol C, Author manuscript A. Persons with unilateral transfemoral amputation experience larger spinal loads during level-ground walking compared to able-bodied individuals. *Clin Biomech.* 2016;32:157–63.
  119. Prinsen EC, Nederhand MJ, Rietman JS. Adaptation strategies of the lower extremities of patients with a transtibial or transfemoral amputation during level walking: A systematic review. *Arch Phys Med Rehabil* [Internet]. 2011;92(8):1311–25. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.apmr.2011.01.017>
  120. Sagawa Y, Turcot K, Armand S, Thevenon A, Vuillerme N, Watelain E. Biomechanics and physiological parameters during gait in lower-limb amputees: A systematic review. *Gait Posture.* 2011;33(4):511–26.
  121. Devan H, Carman A, Hendrick P, Hale L, Ribeiro DC. Spinal, pelvic, and hip movement asymmetries in people with lower-limb amputation: Systematic review. *J Rehabil Res Dev.* 2015;52(1):1–19.
  122. Wasser JG, Vincent KR, Herman DC, Vincent HK. Potential lower extremity amputation-induced mechanisms of chronic low back pain: role for focused resistance exercise. *Disabil Rehabil* [Internet]. 2019 [cited 2020 Oct 13]; Available from: <https://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/09638288.2019.1610507>
  123. Jarvis HL, Bennett AN, Twiste M, Phillip RD, Etherington J, Baker R. Temporal Spatial and Metabolic Measures of Walking in Highly Functional Individuals With Lower Limb Amputations. *Arch Phys Med Rehabil* [Internet]. 2017 [cited 2020 Sep 29];98(7):1389–99. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.apmr.2016.09.134>
  124. Biely S, Smith SS, Silfies SP. Clinical Instability of the Lumbar Spine : Diagnosis and Intervention. *Analysis* [Internet]. 2006 [cited 2020 Sep

- 29];18(3):11–8. Available from: [http://www.orthopt.org/uploads/content\\_files/issue\\_20\\_article\\_28.pdf](http://www.orthopt.org/uploads/content_files/issue_20_article_28.pdf)
125. Butowicz CM, Acasio JC, Dearth CL, Hendershot BD. Trunk muscle activation patterns during walking among persons with lower limb loss: Influences of walking speed. *J Electromyogr Kinesiol* [Internet]. 2018 [cited 2020 Sep 29];40(December 2017):48–55. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2018.03.006>
  126. Hendershot BD, Wolf EJ. Three-dimensional joint reaction forces and moments at the low back during over-ground walking in persons with unilateral lower-extremity amputation. *Clin Biomech* [Internet]. 2014 [cited 2020 Sep 29];29(3):235–42. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.12.005>
  127. Cappozzo A, Gazzani F. Spinal Loading during Abnormal Walking. In: Huiskes R, Campen DH van, Wijn JR de, editors. *Biomechanics: Principles and Applications Developments in Biomechanics*. 1st ed. Springer, Dordrecht; 1982.
  128. Gitter A, Czerniecki J, Meinders M. Effect of Prosthetic Mass on Swing Phase Work During Above-Knee Amputee Ambulation. *Am J Phys Med Rehabil*. 1997;76(2):114–21.
  129. Ephraim PL, Wegener ST, MacKenzie EJ, Dillingham TR, Pezzin LE. Phantom pain, residual limb pain, and back pain in amputees: Results of a national survey. *Arch Phys Med Rehabil*. 2005 Oct 1;86(10):1910–9.
  130. Ehde DM, Smith DG, Czerniecki JM, Campbell KM, Malchow DM, Robinson LR. Back pain as a secondary disability in persons with lower limb amputations. *Arch Phys Med Rehabil*. 2001 Jun 1;82(6):731–4.
  131. Farrokhi S, Mazzone B, Schneider M, Gombatto S, Mayer J, Highsmith MJ, et al. Biopsychosocial risk factors associated with chronic low back pain after lower limb amputation. *Med Hypotheses* [Internet]. 2017;108:1–9. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.mehy.2017.07.030>
  132. Goujon-Pillet H, Sapin E, Fodé P, Lavaste F. Three-Dimensional Motions of Trunk and Pelvis During Transfemoral Amputee Gait. *Arch Phys Med Rehabil*. 2008;89(1):87–94.
  133. Hadała M, Gryckiewicz S. The effectiveness of lumbar extensor training: local stabilization or dynamic strengthening exercises. A review of literature. *Ortop Traumatol Rehabil*. 2014;16(6):561–72.
  134. Kliziene I, Sipaviciene S, Klizas S, Imbrasiene D. Effects of core stability exercises on multifidus muscles in healthy women and women with chronic low-back pain. *J Back Musculoskelet Rehabil*. 2015;28:841–7.
  135. Chan ST, Fung PK, Ng NY, Ngan TL, Chong MY, Tang CN, et al. Dynamic changes of elasticity, cross-sectional area, and fat infiltration of multifidus at different postures in men with chronic low back pain. *Spine J* [Internet]. 2012 [cited 2020 Sep 29];22(5):381–8. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.spinee.2011.12.004>
  136. Highsmith MJ, Goff LM, Lewandowski AL, Farrokhi S, Hendershot BD, Hill

- OT, et al. Low back pain in persons with lower extremity amputation: a systematic review of the literature. *Spine J.* 2019;19(3):552–63.
137. Donachy JE, Brannon KD, Hughes LS, Seahorn J, Crutcher TT, Christian EL. Strength and endurance training of an individual with left upper and lower limb amputations. Vol. 26, *Disability and Rehabilitation.* 2004. p. 495–9.
  138. Pauley T, Devlin M, Madan-Sharma P. A single-blind, cross-over trial of hip abductor strength training to improve timed up & go performance in patients with unilateral, transfemoral amputation. *J Rehabil Med [Internet].* 2014 [cited 2020 Sep 29];46(3):264–70. Available from: <http://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-84894674970&partnerID=40&md5=bba3740b4e6d26b172be16202bb3f824>
  139. Nolan L. A training programme to improve hip strength in persons with lower limb amputation. *J Rehabil Med [Internet].* 2012 [cited 2020 Sep 29];44(3):241–8. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22367416>
  140. Cuthbert SC, Goodheart GJ, Jr. On the reliability and validity of manual muscle testing: a literature review. *Chiropr Osteopat [Internet].* 2007 Mar 6 [cited 2019 Mar 29];15:4. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17341308>
  141. Arcuri JF, Borghi-Silva A, Labadessa IG, Sentanin AC, Candolo C, Pires VA, et al. Validity and Reliability of the 6-Minute Step Test in Healthy Individuals: A Cross-sectional Study. 2015 [cited 2018 Jul 18]; Available from: [www.cjsportmed.com](http://www.cjsportmed.com)
  142. da Costa C, da Silva K, Maiworm A, Raphael Y, Parnayba J, Da Cal M, et al. Can we use the 6-minute step test instead of the 6-minute walking test? An observational study. *Physiotherapy [Internet].* 2017 [cited 2018 Jul 18];103:48–52. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.physio.2015.11.003>
  143. Francisco D de S, Martinez L, Terrazas AC, Ribeiro DB, Yamaguti WP. Six-minute stepper test in hospitalized elderly patients: Convergent validity, test-retest reliability and safety. *PLoS One [Internet].* 2020 [cited 2020 Sep 29];15(10):e0241372. Available from: <http://dx.doi.org/10.1371/journal.pone.0241372>
  144. American Thoracic Society and American College of Chest Physicians. ATS/ACCP Statement on Cardiopulmonary Exercise Testing. *Am J Respir Crit Care Med [Internet].* 2003 [cited 2020 Apr 9];167(2):211–77. Available from: [www.atsjournals.org](http://www.atsjournals.org)
  145. Borel B, Fabre C, Saison S, Bart F, Grosbois JM. An original field evaluation test for chronic obstructive pulmonary disease population: The six-minute stepper test. *Clin Rehabil.* 2010;24(1):82–93.
  146. Jung-Min L, Bassevf J, Thompson DL FE. Validation of the cosmedfitmate for prediction of maximal oxygen consumption. *J Strength Cond Res.* 2011;25(9):2573–9.
  147. Borg GA. Psychophysical bases of perceived exertion. *Med Sci Sports Exerc [Internet].* 1982 [cited 2019 Mar 29];14(5):377–81. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7154893>

148. American College of Sports Medicine. ACSM's Guidelines for Exercise Testing and Prescription [Internet]. 10th ed. Wolters Kluwer; 2017 [cited 2020 Oct 23]. Available from: <https://shop.lww.com/ACSM-s-Guidelines-for-Exercise-Testing-and-Prescription/p/9781496339065>
149. Grooms DR, Grindstaff TL, Croy T, Hart JM, Saliba SA. Clinimetric Analysis of Pressure Biofeedback and Transversus Abdominis Function in Individuals With Stabilization Classification Low Back Pain. number 3 | *J Orthop Sport Phys Ther* [Internet]. 2013 [cited 2019 Jan 28];184(3):184–93. Available from: [www.jospt.org](http://www.jospt.org)
150. Richardson C, Toppenberg R, Jull G. An initial evaluation of eight abdominal exercises for their ability to provide stabilisation for the lumbar spine. *Aust J Physiother* [Internet]. 1990 [cited 2020 Sep 29];36(1):6–11. Available from: [http://dx.doi.org/10.1016/S0004-9514\(14\)60514-6](http://dx.doi.org/10.1016/S0004-9514(14)60514-6)
151. Podsiadlo D, Richardson S. The timed “Up & Go”: a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc* [Internet]. 1991 Feb [cited 2019 Mar 29];39(2):142–8. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1991946>
152. Schoppen T, Boonstra A, Groothoff JW, de Vries J, Göeken LN, Eisma WH. The Timed “up and go” test: reliability and validity in persons with unilateral lower limb amputation. *Arch Phys Med Rehabil* [Internet]. 1999 Jul [cited 2019 Mar 29];80(7):825–8. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10414769>
153. Legro MW, Reiber GD, Smith DG, Del Aguila M, Larsen J, Boone D. Prosthesis evaluation questionnaire for persons with lower limb amputations: Assessing prosthesis-related quality of life. *Arch Phys Med Rehabil*. 1998;79(8):931–8.
154. Franchignoni F, Giordano A, Ferriero G, Orlandini D, Amoresano A, Perucca L. Measuring mobility in people with lower limb amputation: Rasch analysis of the mobility section of the prosthesis evaluation questionnaire. *J Rehabil Med*. 2007;39(2):138–44.
155. Safer VB, Yavuzer G, Demir SO, Yanikoglu I, Guneri FD. The prosthesis evaluation questionnaire: Reliability and cross-validation of the Turkish version. *J Phys Ther Sci*. 2015;27(6):1677–80.
156. Liebenson C. Spinal stabilization training: the transverse abdominus. *J Bodyw Mov Ther* [Internet]. 1998 [cited 2019 Jan 29];2(4):218–23. Available from: [https://ac.els-cdn.com/S1360859298800181/1-s2.0-S1360859298800181-main.pdf?\\_tid=c65ac812-f6c0-4a7b-bf51-08879740064d&acdnat=1548764779\\_bd8b781ca90b005a0e2b0327146366b8](https://ac.els-cdn.com/S1360859298800181/1-s2.0-S1360859298800181-main.pdf?_tid=c65ac812-f6c0-4a7b-bf51-08879740064d&acdnat=1548764779_bd8b781ca90b005a0e2b0327146366b8)
157. Toprak Çelenay Ş, Özer Kaya D. An 8-week thoracic spine stabilization exercise program improves postural back pain, spine alignment, postural sway, and core endurance in university students: A randomized controlled study. *Turkish J Med Sci* [Internet]. 2017 [cited 2020 Nov 24];47(2):504–13. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28425239/>
158. Gregory E. Hicks, Julie M. Fritz, Anthony Delitto, Stuart M. McGill. Preliminary Development of a Clinical Prediction Rule for Determining Which Patients With



- Low Back Pain Will Respond to a Stabilization Exercise Program. *Arch Phys Med Rehabil* [Internet]. 2005 [cited 2020 Nov 18];86:1753–62. Available from: <https://reader.elsevier.com/reader/sd/pii/S0003999305003606?token=0D07AF55BFAAC2EB5509401F40A9C3D5D95DB2D5F15891AA599D557D5043D0B2926071A5669D489DF752BEB66E6203>
159. Mannion AF, Käser L, Weber E, Rhyner A, Dvorak J, Müntener M. Influence of age and duration of symptoms on fibre type distribution and size of the back muscles chronic low back pain patients. *Eur Spine J*. 2000;9(4):273–81.
  160. Thompson L V. Effects of age and training on skeletal muscle physiology and performance [Internet]. Vol. 74, *Physical Therapy*. American Physical Therapy Association; 1994 [cited 2020 Nov 18]. p. 71–81. Available from: <https://academic.oup.com/ptj/article/74/1/71/2729195>
  161. Kay HW, Newman JD. Relative incidences of new amputations. Statistical comparisons of 6,000 new amputees. *Orthot Prosthetics*. 1975;29(2):3–16.
  162. Horgan O, MacLachlan M. Psychosocial adjustment to lower-limb amputation: A review. *Disabil Rehabil*. 2004;26(14–15):837–50.
  163. Greive AC, Lankhorst GJ. Functional outcome of lower-limb amputees: A prospective descriptive study in a general hospital. *Prosthet Orthot Int*. 1996;20(2):79–87.
  164. Kaufman KR, Levine JA, Brey RH, McCrady SK, Padgett DJ, Joyner MJ. Energy Expenditure and Activity of Transfemoral Amputees Using Mechanical and Microprocessor-Controlled Prosthetic Knees. *Arch Phys Med Rehabil*. 2008;89(7):1380–5.
  165. Torburn L, Powers C, Guitierrez R, Perry J. Energy expenditure during ambulation in dysvascular and traumatic below-knee amputees: a comparison of five prosthetic feet. *J Rehabil Res Dev* [Internet]. 1995 [cited 2020 Nov 1];32(2):111–9. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/7562650/>
  166. Lin S-J, Bose NH. Six-Minute Walk Test in Persons With Transtibial Amputation. *Arch Phys Med Rehabil* [Internet]. 2008 [cited 2019 Aug 19];89:2354–9. Available from: [www.archives-pmr.org.0003-9993/08/8912-00039\\$34.00/0](http://www.archives-pmr.org.0003-9993/08/8912-00039$34.00/0)
  167. Jones S, Tillin T, Williams S, Coady E, Chaturvedi N, Hughes AD. Assessment of exercise capacity and oxygen consumption using a 6 min stepper test in older adults. *Front Physiol*. 2017;8(Jun):2–8.
  168. Wurdeman SR, Schmid KK, Myers SA, Jacobsen AL, Stergiou N. Step Activity and 6-Minute Walk Test Outcomes When Wearing Low-Activity or High-Activity Prosthetic Feet. *Am J Phys Med Rehabil*. 2017;96(5):294–300.
  169. Guyatt GH, Sullivan MJ, Thompson PJ, Fallen EL, Pugsley S O., Taylor DW, et al. The 6-minute walk: a new measure of exercise capacity in patients with chronic heart failure sur sa capacite dans les activites de la vie quotidienne. colleagues'0 introduced the 12-minute walking test, in. *Can Med Assoc J*. 1985;132:919–23.
  170. Butland RJA, Pang J, Gross ER, Woodcock AA, Geddes DM. Two-, six-, and

- 12-minute walking tests in respiratory disease. *Br Med J*. 1982;284(6329):1607–8.
171. Gailey RS, Roach KE, Brooks Applegate E, Cho B, Cunniffe B, Licht S, et al. The Amputee Mobility Predictor: An Instrument to Assess Determinants of the Lower-Limb Amputee's Ability to Ambulate. 2002;
  172. Sosyal Güvenlik Kurumu. SGK Sağlık Uygulama Tebliği, EK-5C [Internet]. 2010 [cited 2020 Nov 10]. Available from: [https://www.ttb.org.tr/mevzuat/index.php?option=com\\_content&view=article&id=904:sgk-salik-uygulama-tebl-2010&catid=3:tebligengelge&Itemid=35](https://www.ttb.org.tr/mevzuat/index.php?option=com_content&view=article&id=904:sgk-salik-uygulama-tebl-2010&catid=3:tebligengelge&Itemid=35)
  173. Rabinovich RA, Vilaró J, Roca J. Evaluation Exercise Tolerance in COPD Patients: the 6-Minute Walking Test. *Arch Bronconeumol* ((English Ed. 2004;40(2):80–5.
  174. Dal Corso S, Duarte SR, Neder JA, Malaguti C, de Fuccio MB, de Castro Pereira CA, et al. A step test to assess exercise-related oxygen desaturation in interstitial lung disease. *Eur Respir J*. 2007;29(2):330–6.
  175. Grosbois JM, Riquier C, Chehere B, Coquart J, Béhal H, Bart F, et al. Six-minute stepper test: A valid clinical exercise tolerance test for COPD patients. *Int J COPD*. 2016;11(1):657–63.
  176. Bonnevie T, Gravier FE, Leboullenger M, Médrial C, Viacroze C, Cuvelier A, et al. Six-minute Stepper Test to Set Pulmonary Rehabilitation Intensity in Patients with COPD—A Retrospective Study. *COPD J Chronic Obstr Pulm Dis* [Internet]. 2017 [cited 2020 Sep 29];14(3):293–7. Available from: <https://doi.org/10.1080/15412555.2017.1303040>
  177. Pichon R, Couturaud F, Mialon P, Le Ber-Moy C, Péran L, Lochon C, et al. Responsiveness and Minimally Important Difference of the 6-Minute Stepper Test in Patients with Chronic Obstructive Pulmonary Disease. *Respiration* [Internet]. 2016 [cited 2020 Sep 29];91(5):367–73. Available from: <https://www.karger.com/DOI/10.1159/000446517>
  178. RL W, SJ M. Energy expenditure of walking in individuals with lower limb amputation. In: *Atlas of Amputations and Limb Deficiencies: Surgical and Prosthetics*. Rosemont: American Academy of Orthopaedic Surgeons; 2004. p. 395–407.
  179. Hagberg K, Häggström E, Brånemark R. Physiological cost index (PCI) and walking performance in individuals with transfemoral prostheses compared to healthy controls. *Disabil Rehabil*. 2007;29(8):643–9.
  180. Esposito ER, Rodriguez KM, Rábago CA, Wilken JM. Does unilateral transtibial amputation lead to greater metabolic demand during walking? *J Rehabil Res Dev*. 2014;51(8):1287–96.
  181. Wezenberg D, Dekker R, van Dijk F, Faber W, van der Woude L, Houdijk H. Cardiorespiratory fitness and physical strain during prosthetic rehabilitation after lower limb amputation. *Prosthet Orthot Int* [Internet]. 2019 Aug 1 [cited 2020 Oct 25];43(4):418–25. Available from: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/0309364619838084>

182. Highsmith MJ, Kahle JT, Fox JL, Shaw KL, Quillen WS, Mengelkoch LJ. Metabolic demands of rock climbing in transfemoral amputees. *Int J Sports Med.* 2010;31(1):38–43.
183. Chin T, Sawamura S, Fujita H, Ojima I, Oyabu H, Nagakura Y, et al. %VO<sub>2</sub>max as an indicator of prosthetic rehabilitation outcome after dysvascular amputation. *Prosthet Orthot Int.* 2002;26(1):44–9.
184. Bell JC, Wolf EJ, Schnall BL, Tis JE, Potter BK. Transfemoral amputations: is there an effect of residual limb length and orientation on energy expenditure? *Clin Orthop Relat Res* [Internet]. 2014 Apr 22 [cited 2020 Nov 7];472(10):3055–61. Available from: <https://link.springer.com/article/10.1007/s11999-014-3630-x>
185. Hong QN, Durand M-J, Loisel P. Treatment of lateral epicondylitis: where is the evidence? *Jt Bone Spine* [Internet]. 2004 Sep 1 [cited 2019 Feb 25];71(5):369–73. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1297319X03001672?via%3Dihub>
186. Segal AD, Kracht R, Klute GK. Does a Torsion Adapter Improve Functional Mobility , Pain , and Fatigue in Patients with Transtibial Amputation ? *Clin Orthop Relat Res.* 2014;472:3085–92.
187. Tofts LJ, Hamblin N. C-Leg® improves function and quality of life in an adolescent traumatic trans-femoral amputee : A case study. *Prosthet Orthot Int.* 2014;38(5):413 –417.
188. Amtmann D, Morgan SJ, Kim J, Hafner BJ. Health-related profiles of people with lower limb loss. *Arch Phys Med Rehabil.* 2015;96(8):1474–83.
189. Köseoğlu BF, Sezgin Özcan Di. Amputasyonlu Hastanın Takibinde Kullanılan Ölçekler. *Turkiye Klin.* 2017;10(4):401–8.
190. Franchignoni F, Ferriero G, Giordano A, Monticone M, Grioni G, Burger H. The minimal clinically-important difference of the Prosthesis Evaluation Questionnaire - Mobility Scale in subjects undergoing lower limb prosthetic rehabilitation training. *Eur J Phys Rehabil Med.* 2020;56(1):82–7.
191. Kahle JT, Highsmith MJ, Schaepper H, Johannesson A, Orendurff MS, Kaufman K. Predicting Walking Ability Following Lower Limb Amputation: An Updates Systematic Literature Review. *Technol Innov.* 2016;18(813):125–37.
192. Samitier CB, Guirao L, Costea M, Camos JM, Pleguezuelos E. The benefits of using a vacuum-assisted socket system to improve balance and gait in elderly transtibial amputees. *Prosthet Orthot Int* [Internet]. 2016 [cited 2018 Aug 9];40(1):83–8. Available from: <http://journals.sagepub.com/doi/pdf/10.1177/0309364614546927>
193. Christiansen C, Fields T, Lev G, Stephenson RO, Stevens-Lapsley JE. Functional outcomes following the prosthetic training phase of rehabilitation after dysvascular lower extremity amputation. *PM R* [Internet]. 2017 [cited 2020 Sep 29];176(10):139–48. Available from: file:///C:/Users/Carla

Carolina/Desktop/Artigos para acrescentar na qualificação/The impact of birth weight on cardiovascular disease risk in the.pdf%0Afile:///Users/paulagamero/Downloads/nihms772425.pdf

194. Miller MJ, Magnusson DM, Lev G, Fields TT, Cook PF, Stevens-Lapsley JE, et al. Relationships among perceived functional capacity, self-efficacy, and disability after dysvascular amputation. *PM R*. 2018;10(10):1056–1061.
195. Samuelsson KA, Toytari O, Salminen AL, Brandt A. Effects of lower limb prosthesis on activity, participation, and quality of life: a systematic review. *Prosthet Orthot Int* [Internet]. 2012 [cited 2020 Sep 29];36(2):145–58. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22307861>
196. Eberly VJ, Mulroy SJ, Gronley JK, Perry J, Yule WJ, Burnfield JM. Impact of a stance phase microprocessor-controlled knee prosthesis on level walking in lower functioning individuals with a transfemoral amputation. *Prosthet Orthot Int* [Internet]. 2014 [cited 2020 Sep 29];38(6):447–55. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24135259>
197. Harput G, Calık M, Erdem MM, Sarı N, Gunduz S, Cinar N. The effects of enhanced abdominal activation on quadriceps muscle activity levels during selected unilateral lower extremity exercises. *Hum Mov Sci*. 2020;70(February).
198. Tsang SMH, Lam AHM, Ng MHL, Ng KWK, Tsui COH, Yiu B. Abdominal muscle recruitment and its effect on the activity level of the hip and posterior thigh muscles during therapeutic exercises of the hip joint. *J Electromyogr Kinesiol* [Internet]. 2018 [cited 2020 Sep 29];42(June):10–9. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2018.06.005>
199. Murray AM, Gaffney BM, Davidson BS, Christiansen CL. Biomechanical compensations of the trunk and lower extremities during stepping tasks after unilateral transtibial amputation. *Clin Biomech* [Internet]. 2017 Nov [cited 2018 Nov 6];49:64–71. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003317301912>
200. Tokuno CD, Sanderson DJ, Inglis JT, Chua R. Postural and movement adaptations by individuals with a unilateral below-knee amputation during gait initiation. *Gait Posture*. 2003;18(3):158–69.
201. Sadeghi H, Allard P, Duhaim M. Muscle Power Compensatory Mechanisms in Below-Knee Amputee Gait. *Am J Phys Med Rehabil*. 2001;80:25–32.
202. Kyung Shin M, Seung Yang H, Yang H-E, Hyun Kim D, Ram Ahn B, Kwon H, et al. Effects of Lumbar Strengthening Exercise in Lower-Limb Amputees With Chronic Low Back Pain. *Ann Rehabil Med Orig Artic Ann Rehabil Med* [Internet]. 2018 [cited 2019 Mar 21];42(1):59–66. Available from: <http://orcid.org/0000-0003-1184-9715>
203. Abdallah AA, Mohamed NA, Hegazy MA. A Comparative Study of Core Musculature Endurance and Strength Between Soccer Players With and Without Lower Extremity Sprain and Strain Injury. *Int J Sports Phys Ther*. 2019;14(4):525–36.
204. Lima PO de P, de Oliveira RR, de Moura Filho AG, Raposo MCF, Costa LOP,

Laurentino GEC. Reproducibility of the pressure biofeedback unit in measuring transversus abdominis muscle activity in patients with chronic nonspecific low back pain. *J Bodyw Mov Ther.* 2012 Apr;16(2):251–7.