

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

**TRANSTİBİAL AMPUTASYONU OLAN BİREYLERDE SANAL
GERÇEKLİK UYGULAMALARININ FİZYOTERAPİ VE
REHABİLİTASYON SONUÇLARINA ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI**

Uzm. Fzt. Tezel YILDIRIM ŞAHAN

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

ANKARA

2018

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

**TRANSTİBİAL AMPUTASYONU OLAN BİREYLERDE SANAL
GERÇEKLİK UYGULAMALARININ FİZYOTERAPİ VE
REHABİLİTASYON SONUÇLARINA ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI**

Uzm. Fzt. Tezel YILDIRIM ŞAHAN

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

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

ANKARA

2018

ONAY SAYFASI

**TRANSTİBİAL AMPUTASYONU OLAN BİREYLERDE SANAL
GERÇEKLİK UYGULAMALARININ FİZYOTERAPİ VE
REHABİLİTASYON SONUÇLARINA ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI**

Tezel YILDIRIM ŞAHAN
Prof. Dr. Fatih ERBAHÇECİ

Bu tez çalışması 07/06/2018 tarihinde jürimiz tarafından ‘ Protez-Ortez ve Biyomekani Programı’ nda doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı:

Prof Dr, Gül, Şener
(Hacettepe Üniversitesi)



Üye:

Prof Dr ,Tülin,Düger
(Hacettepe Üniversitesi)



Üye:

Prof Dr,Zafer,Erden
(Hacettepe Üniversitesi)



Üye:

Prof Dr, Arzu, Daşkapan
(Kırıkkale Üniversitesi)



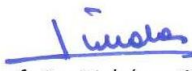
Üye:

Prof Dr, Kezban, Bayramları
(Hasan Kalyoncu Üniversitesi)



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

28 Haziran 2018


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.

o Tezimin/Raporumun tamamı dünya çapında erişime açılabilir ve bir kısmı veya tamamının fotokopisi alınabilir.

(Bu seçenekle teziniz arama motorlarında indekslenebilecek, daha sonra tezinizin erişim statüsünün değiştirilmesini talep etmeniz ve kütüphane bu talebinizi yerine getirirse bile, teziniz arama motorlarının önbelleklerinde kalmaya devam edebilecektir)

o Tezimin/Raporumuntarihine kadar erişime açılmasını ve fotokopi alınmasını (İç kapak, Özet, İçindekiler ve Kaynakça hariç) istemiyorum.

(Bu sürenin sonunda uzatma için başvuruda bulunmadığım takdirde, tezimin/raporumun tamamı her yerden erişime açılabilir, kaynak gösterilmek şartıyla bir kısmı veya tamamının fotokopisi alınabilir)

X Tezimin/Raporumun 30.07.2018 tarihine kadar erişime açılmasını istemiyorum ancak kaynak gösterilmek şartıyla bir kısmı veya tamamının fotokopisinin alınmasını onaylıyorum.

o Serbest Seçenek/Yazarın Seçimi

30/06/2018



Tezel YILDIRIM ŞAHAN

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, Tez Danışmanının Prof Dr,Fatih ERBAHÇECİ danışmanlığında tarafımdan üretildiğini ve Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Yönergesine göre yazıldığını beyan ederim.

Uzm Fzt Tezel YILDIRIM ŞAHAN

TEŞEKKÜR

Yazar, bu çalışmanın gerçekleşmesine katkılarından dolayı, aşağıda adı geçen kişi ve kuruluşlara içtenlikle teşekkür eder.

Sayın Prof. Dr. FATİH ERBAHÇECİ, tezin danışmanı olarak, tezin konusunun belirlenmesinde, içeriğinin düzenlenmesinde, tez sonuçlarının yorumlanmasında bilgi, deneyim ve manevi desteklerini esirgememişlerdir.

Sayın Prof. Dr. KEZBAN BAYRAMLAR, protez-ortez ve biyomekani alanındaki eğitim-öğretim hayatım boyunca desteğini hiçbir zaman esirgememiş ve yol gösterici olmuşlardır.

Sayın Prof. Dr. Arzu DAŞKAPAN tezin geliştirilmesi ve tamamlanması açısından mesleki ve idari açıdan konusunda engin bilgilerini esirgememişlerdir.

Sayın Öğ. Gör. Aydın MERİÇ tez verilerinin istatistiklerinin yapılması ve tabloların oluşturulması konusunda engin bilgilerini esirgememişlerdir.

Sayın P.O. Tek. Osman Söyler tüm bireylere ulaşılması ve tez için gerekli çevre ve koşulların sağlanmasında çok değerli katkıları olmuştur.

Sayın P.O. Tek. Rukiye Taşdemir ve P.O. Tek. Müslüm Taşdemir bireylere ulaşma ve irtibatının sağlanmasında değerli katkıları olmuştur.

Kırıkkale Üniversitesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü'nde çalışan tüm hocalarım ve araştırma görevlisi meslektaşlarım tezin gerçekleşmesinde, tamamlanmasında desteklerini esirgememişlerdir.

Değerli eşim, kayınpederim, kayınvalidem, annem ve kardeşim, tezin her aşamasında yanımda olmuş, varlıklarıyla manevi desteğini esirgememişlerdir.

ÖZET

Şahan Yıldırım, T., Transtibial Amputasyonu Olan Bireylerde Sanal Gerçeklik Uygulamalarının Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Sonuçlarına Etkisinin Araştırılması, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protez-Ortez ve Biyomekani Programı, Doktora Tezi, Ankara, 2018. Bu çalışmanın amacı transtibial amputasyonu olan bireylerde sanal gerçeklik uygulamalarının ağırlık aktarma, yaşam kalitesi, kinezyofobi, performans, denge, proteze uyum, depresyon ile yürüyüş parametreleri üzerindeki etkilerini karşılaştırmaktır. Çalışmaya yaş ortalaması 36.42 ± 7.63 yıl olan 20 transtibial amputasyonu olan birey dahil edildi. Bireylerin tümü en az 1 yıldır aynı tip vakum sistemli transtibial protez kullanmaktaydı. Bireyler iki gruba ayrıldı. Bir gruba sanal gerçeklik uygulamaları yapılırken, diğer gruba standart fizyoterapi yöntemleri uygulandı. Her iki gruba da denge, ağırlık aktarma ve yürüyüş üzerine aktiviteler uygulandı. Bireyler 4 hafta boyunca haftada 3 gün, tedaviye alındı, bireylere tedavi öncesi ve sonrası değerlendirme yapıldı. Bireylerin ağırlık aktarma, yaşam kalitesi, kinezyofobi, performans, denge, proteze uyumu, depresyon durumu ve yürüyüşlerinin zaman- mesafe parametreleri değerlendirildi. Bireylere bu amaçla LASAR Postür Cihazı, SF-36 Anketi, Tampa Skalası, 6 dakikalık yürüme testi, tek ayak üzerinde durma süreleri, Beck Depresyon Skalası, Trinity Amputasyon ve Protez Deneyim Ölçeği, giyilebilir biyometrik cihaz ve ayak izi yöntemi ile yürüyüş analizi uygulandı. Bireylerin grup içinde tedavi öncesi ve tedavi sonrası ağırlık aktarma, kinezyofobi, performans, denge, depresyon düzeylerinde ve yürüyüş parametrelerinde her iki grupta da istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu ($p<0.05$). Grup içi sanal gerçeklik uygulanan grupta yaşam kalitesi ağrı parametresi istatistiksel olarak anlamlı düşüş gösterdi ($p<0.05$). Sanal gerçeklik uygulamaları ve standart fizyoterapi yöntemleri grupları arasında ağırlık aktarma, kinezyofobi, performans, denge, depresyon, yürüyüş parametrelerinde veya yaşam kalitesinin ağrı parametresinde açısından tedavi öncesi ve sonrası fark yoktu ($p<0.05$). Bu çalışmanın sonuçları sanal gerçeklik uygulamalarının ve standart fizyoterapi yöntemlerinin transtibial ampute rehabilitasyonunda ağırlık aktarma, kinezyofobi, performans, denge, depresyon ve yürüyüş üzerinde pozitif yönde etkili olduğunu göstermiştir. Her iki yönteminde ayrı ayrı ampute rehabilitasyonunda uygulanabileceği, sanal gerçeklik uygulamalarının, standart fizyoterapi yöntemlerine ilave olarak rehabilitasyon sürecine dahil edilebileceği, bu alanda çalışan profesyonellere tedavi programında alternatif bir uygulama yapma olanağı getireceği ve ileriye yönelik farklı amputasyon seviyelerinde farklı suspansiyon sistemleri kullanılan amputelerde de çalışmaların yapılmasının önemli olacağı düşünülmektedir.

Anahtar Kelimeler: Alt Ekstremit, Amputasyon, Sanal Gerçeklik, Rehabilitasyon, Yürüyüş Parametreleri

ABSTRACT

Şahan Yıldırım, T., Investigation Of The Effects Of Virtual Reality On Physiotherapy and Rehabilitation Outcomes On Individuals With Transtibial Amputation. Health Science Institute, Prosthetics-Orthotics and Biomechanics Program Philosophy of Doctora Thesis, Hacettepe University, Ankara 2018. The aim of this study is to compare the effects of virtual reality applications on weight transfer, quality of life, kinesophobia, performance, balance, prosthesis adaptation, depression and gait parameters in individuals with transtibial amputation. 20 TT amputee with 36.42 ± 7.63 mean age were included in our study. All participants were using transtibial prosthesis with active vacuum system at least 1 year. Participants were divided into two groups. While a group of virtual reality applications were being performed, standard physiotherapy methods were applied in the second group. Balance, weight transfer and gait practices were performed for each group. Her iki gruba da denge, ağırlık aktarma ve yürüyüş üzerine aktiviteler uygulandı. Individuals were treated for 3 days a week for 4 weeks, and individuals were evaluated before and after treatment. Individuals were evaluated for weight transfer, quality of life, kinesophobia, performance, balance, prosthesis adaptation, depression status and time-distance parameters of walking. For this purpose, LASAR Posture Device, SF-36 Questionnaire, Tampa Scale, 6-minute walking test, one leg rest time, Beck Depression Scale, Trinity Amputation and Prosthetic Experience Scale, wearable biometric device and footprint method were utilized. There was a statistically significant difference between the two groups in pre-treatment and post-treatment heavy transfer, kinesophobia, performance, balance, depression levels and gait parameters in the groups of individuals ($p < 0.05$). The quality of life pain parameter was statistically decline in the group receiving SG ($p < 0.05$). On the other hand, significant differences in the quality of life and prosthesis adaptation of the individuals were not found between the groups ($p > 0.05$). The results of this study showed that virtual reality practices and standard physiotherapy methods are effective on positive transfer of weight, kinesophobia, performance, balance, depression and walking in transtibial amputee rehabilitation. It is thought that it will be important to perform virtual reality applications in amputee rehabilitation separately in both methods, in addition to standard physiotherapy methods, to include in rehabilitation process, to bring an ability of alternative application to professionals working in this area and to work about amputees with using different suspension systems and with different amputation levels.

Key Words: Lower Extremity, Amputation, Virtual Reality, Rehabilitation, Gait Parameters

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
TEŞEKKÜR	vi
ÖZET	vii
ABSTRACT	viii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR	xi
TABLolar	xiii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Alt Ekstremitte Amputasyonları	4
2.1.1. Alt Ekstremitte Amputasyon Seviyeleri	4
2.1.2. Alt Ekstremitte Amputasyon Nedenleri	4
2.2. Transtibial (TT) Amputasyonlar	5
2.2.1. Transtibial Protez Komponentleri	6
2.2.2. Transtibial Amputasyonlardaki Soket Tasarımları	7
2.2.3. Transtibial Protezlerde Kullanılan Suspansiyon Sistemleri	8
2.2.4. Transtibial Protezlerde Kullanılan Teknolojik Sistemler	9
2.2.5. Transtibial Amputasyonu Olan Bireylerde Görülen Yürüyüş Bozuklukları	10
2.3. Transtibial Amputasyonu Olan Bireylerde Rehabilitasyon	12
2.3.1. Transtibial Amputasyonu Olan Bireylerde Değerlendirme	13
2.3.2. Transtibial Amputasyonu Olan Bireylerde Rehabilitasyonun Dönemleri	13
2.4. Sanal Gerçeklik Uygulamaları (SGU)	15
2.4.1. Sanal Gerçeklik Uygulamalarının Gelişim Süreci	16
2.4.2. Sanal Gerçeklik Uygulamalarının Anatomik ve Kuramsal Temeli	16
2.4.3. Sanal Gerçekliğin Tedavi Modalitesi Olarak Kullanımı	19
2.4.4. Kinect X Box Ekipmanları	21
3. BİREYLER ve YÖNTEM	24
3.1. Bireyler	24
3.2. Yöntem	25

3.2.1. Değerlendirmeler	25
3.2.2. Uygulamalar	30
4. BULGULAR	35
5.TARTIşMA	50
6. SONUÇLAR	65
7. KAYNAKLAR	68
8. EKLER	
Ek-1 Tez Etik Kurulu	
Ek-2 Aydınlatılmış Onam Formu	
Ek-3. Demografik Veri Formu	
9. ÖZGEÇMİş	

SİMGELER VE KISALTMALAR

%	: Yüzde
CAD-CAM	: Bilgisayar Yardımlı Hazırlanan Soketler
Dk	: Dakika
DPK	: Dorsal Premotor Korteks
DVT	: Derin Ven Trombozu
HDMI	: Yüksek Çözünürlüklü Çokluortam Arayüzü
M /dk	: Metre / Dakika
M /s	: Metre / Saniye
Maks	: Maksimum
Min	: Minimum
Mt	: Metre
°	: Derece
Ort	: Ortalama
Post-op	: Postoperatif
Pre-op	: Preoperatif
PTB	: Patellar Tendonda Ağırlık Taşıyıcı Soket
Rex	: Reaksiyon
SFY	: Standart Fizyoterapi Yöntemleri
SGU	: Sanal Gerçeklik Uygulamaları
SİAS	: Spina İliaka Anterior Superior
SKS	: Suprakondiler Soket
SKSP	: Suprakondiler suprapatellar soket
SP	: Serebral Palsi
SS	: Standart Sapma
TT	: Transtibial
TTS	: Total temaslı soket
TV	: Televizyon
VKİ	: Vücut Kitle İndeksi
VPK	: Ventral Premotor Korteks
X	: Aritmetik Ortalama

ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa
2.1. Alt Ekstremitte Amputasyon Seviyeleri	5
2.2. Aktif Vakum Sistemli Transtibial Protez Komponentleri	6
2.3. Kinect X Box Oyun Konsolu	22
2.4. Kinect X Box Sensör Bar	23
3.1. LASAR Postür Cihazı	26
3.2. Giyilebilir Biyometrik Cihaz ve Uygulaması	29
3.3. Modifiye Borg Skalası (MBS)	30
3.4. Isınma ve soğuma programlarında kullanılan oyun	31
3.5. X Box Futbol Oyunu	32
3.6. Transtibial Amputede Kasları Kuvvetlendirme Egzersizleri	33

TABLOLAR

Tablo	Sayfa
2.1. Transtibial Amputasyonların Sınıflandırması	6
2.2. Protezli Bireylerin K Seviyesine Göre Sınıflandırılması	7
4.1. Bireylerin Demografik Verileri	35
4.2. Bireylerin Kişisel Özelliklerinin Gruplara Göre Dağılımı	35
4.3. Gruplara Göre Ağırlık Aktarma Farklarının Karşılaştırılması	36
4.4. Gruplar Arası Ağırlık Aktarma Farklarının Karşılaştırılması	36
4.5. Grup İçi Fiziksel Fonksiyon Karşılaştırılması	37
4.6. Gruplar Arası Fiziksel Fonksiyon Karşılaştırılması	37
4.7. Grup İçi Fiziksel Rol Güçlüğü Karşılaştırılması	37
4.8. Gruplar Arası Fiziksel Rol Güçlüğü Karşılaştırılması	37
4.9. Grup İçi Sosyal İşlevsellik Karşılaştırılması	37
4.10. Gruplar Arası Sosyal İşlevsellik Karşılaştırılması	38
4.11. Grup İçi Mental Sağlık Karşılaştırılması	38
4.12. Gruplar Arası Mental Sağlık Karşılaştırılması	38
4.13. Grup İçi Vitalite Karşılaştırılması	38
4.14. Gruplar Arası Vitalite Karşılaştırılması	38
4.15. Grup İçi Ağrı Karşılaştırılması	39
4.16. Gruplar Arası Ağrı Karşılaştırılması	39
4.17. Grup İçi Genel Sağlık Algısı Karşılaştırılması	39
4.18. Gruplar Arası Genel Sağlık Algısı Karşılaştırılması	39
4.19. Grup İçi Ruhsal Sağlık Karşılaştırılması	39
4.20. Gruplar Arası Ruhsal Sağlık Karşılaştırılması	40
4.21. Bireylerin Gruplararası ve Grup İçi Kinezyofobi Değerleri	40
4.22. Bireylerin Gruplararası ve Grup İçi Performans Değerleri	41
4.23. Bireylerin Gruplar Arası ve Grup İçi Denge Düzeyleri	42
4.24. Bireylerin Gruplar Arası ve Grup İçi Psikososyal Uyum Düzeyleri	43
4.25. Bireylerin Gruplararası ve Grup İçi Aktivite Kısıtlamaları	43
4.26. Bireylerin Gruplararası ve Grup İçi Protez Memnuniyet Düzeyleri	44
4.27. Bireylerin Gruplar Arası ve Grup İçi Günlük Protez Kullanım Süreleri	45

4.28.	Bireylerin Gruplar Arası ve Grup İçi Depresyon Düzeyleri	47
4.29.	Bireylerin Gruplar Arası ve Grup İçi Ampute Taraf Adım Uzunluğu	46
4.30.	Bireylerin Gruplar Arası ve Grup İçi Sağlam Taraf Adım Uzunluğu	47
4.31.	Bireylerin Gruplar Arası ve Grup İçi Çift Adım Uzunluğu	47
4.32.	Bireylerin Gruplar Arası ve Grup İçi Kadansı	48
4.33.	Bireylerin Gruplar Arası ve Grup İçi Adım Genişliği	49
4.34.	Bireylerin Gruplar Arası ve Grup İçi Yürüme Hızı (m/cm ²)	49



1. GİRİŞ

Transtibial (TT) amputasyon geçirmiş bireyler, ayak-ayak bileği kompleksi ve bunlarla ilgili olan tüm kassal fonksiyonları kaybetmiştir (1).

TT amputasyon cerrahisi sonrasında ayak çevresinde kaybolan eksteroreseptörler nedeniyle ayak bileği kontrolünde ve ayak-ayak bileği ile tüm alt ekstremitte kaslarında proprioseptif bilgide kayıplar ortaya çıkmaktadır. Bu durum ayakta durmada, adım atmada ve yürüme sırasında denge kayıplarına yol açmaktadır (2).

Diyabet hastalığı gibi kronik hastalıklara bağlı amputasyon vakalarının sayısı ülkemizde ve dünyada gün geçtikçe artmaktadır (3, 4). Dünyanın çeşitli bölgelerindeki diyabet derneklerinin yaptıkları epidemiyolojik çalışmalarda 45 yaş üzerindeki diyabetik kişilerin %45 oranında alt ekstremitte amputasyon cerrahileri geçirdiği bildirilmiştir (4, 5). Diyabete bağlı amputasyon sıklığı yaşla beraber artış göstermekte ve erkeklerde daha sık görülmektedir (4, 5). Diyabetik kişilerde alt ekstremitte amputasyonu görülme sıklığının, diyabetik olmayanlara göre 15 kat daha yüksek riske sahip olduğu bulunmuştur (4, 5). Bununla birlikte travmaya bağlı TT amputasyon oranları da gün geçtikçe artmaktadır (6).

TT amputasyonu olan bireyler, tedaviden önce değerlendirilirken güdük durumu, fantom ağrısı ve hissi, ağırlık aktarma, kas kuvveti, denge, mobilite, yürüme, performans ve fonksiyonellik gibi parametreler üzerine yoğunlaşarak bireyin günlük yaşamda proteze uyumu ve protez kullanımına odaklanılmaktadır (7, 8). Bireyleri değerlendirirken yapılan performans testleri yürüyüşteki anormalliklerin saptanmasında, protez kullanımının yönlendirilmesinde, fizyoterapi ve rehabilitasyonun etkinliğinin ortaya çıkarılmasında ve uygun protez seçiminde kolaylıklar sağlamaktadır (9, 10).

TT amputasyonu olan bireylerin preprostetik dönem rehabilitasyonundaki amaç güdük dolanımını, kas kuvvetini, denge ve koordinasyonu arttırmak, fonksiyonel aktivitelere temel hazırlamak, eklem hareketliliğini devam ettirerek kontraktürleri önlemek ve güdüğü proteze hazır hale getirmektir (10-13). Bu amaçla TT amputasyonu olan bireylere preoperatif dönem öncesinden başlayarak, protez uygulamasından sonraki döneme kadar fizyoterapi ve rehabilitasyon uygulamaları yapılmaktadır (3, 7, 14).

TT amputasyonu olan bireylerin tedavisinde önemli yere sahip olan fizyoterapi ve rehabilitasyon uygulamaları pozisyonlama, egzersiz, bandajlama, yürüme eğitimi, yardımcı cihaz kullanımı, su içi uygulamalar, bantlama, masaj teknikleri ve sanal gerçeklik uygulamalarını içermektedir (7, 13-18).

SGU'nun farklı etkileri literatürde çeşitli araştırmalarla desteklenmiştir. Fantom ağrısının azalması, eklem hareket açıklığı, kas performansında artma meydana gelmesi, fonksiyonel olarak aktivitelerde gelişmeler olması ayrıca TT amputasyon sonrası yürüyüşte normale yaklaşımlarının görülmesi uygulamalardan sonra ortaya çıkan olumlu gelişmeler olarak açıklanmıştır (9-12, 18-20).

Bu çalışmanın amacı; transtibial amputasyonu olan bireylerde sanal gerçeklik uygulamalarının fizyoterapi ve rehabilitasyon sonuçlarına etkisinin araştırılmasıdır. Bu çalışma ile sanal gerçeklik uygulamalarının alt ekstremitte amputasyonu olan bireylerin rehabilitasyon sürecine katkısı incelenmiştir.

Transtibial amputasyonu olan bireylerin rehabilitasyonunda denge, yürüme, performans, yaşam kalitesi ve depresyon durumu gibi parametreler üzerine fizyoterapi ve rehabilitasyonun etkilerini inceleyen çok az olduğu görülmüştür. Literatürde transtibial amputasyonlarla ilgili olarak sanal gerçeklik uygulamalarını içeren az sayıda çalışma bulunmaktadır. Çalışmalarda alt ekstremitte amputasyonu farklı seviyelerden olanlar aynı grupta toplanmış, sağlıklı bireyler ile aynı taraf etkilenimi olan farklı hasta grupları kontrol grubu olarak değerlendirilmiş veya vaka serileri olarak gösterilmiştir (13, 19, 21). Dolayısıyla sanal gerçeklik uygulamalarının etkinliği objektif olarak gösterilememiştir. Çalışmalarda SGU ile protez eğitiminin daha eğlenceli olarak gerçekleştirildiği belirtilmiştir (13, 22).

Sanal gerçeklik uygulamalarının ağırlık aktarma, yaşam kalitesi, denge, yürüme, performans, kinezyofobi, depresyon ve proteze uyum üzerine etkilerini belirleyebilmek amacıyla bu çalışma planlanmıştır. Fizyoterapistlerin bu alanda rehabilitasyon programları içerisine sanal gerçeklik uygulamalarını da kanıta dayalı bir uygulama olarak yer alıp almaması konusunda yol gösterici olması hedeflenmektedir.

Hipotezler:

1. Hipotez(H1): Transtibial amputasyonu olan bireylerde sanal gerçeklik uygulamalarının ağırlık aktarma üzerine etkisi vardır.
2. Hipotez(H2): Transtibial amputasyonu olan bireylerde sanal gerçeklik uygulamalarının yaşam kalitesi üzerine etkisi vardır.
3. Hipotez(H3): Transtibial amputasyonu olan bireylerde sanal gerçeklik uygulamalarının hareketten kinezyofobi üzerine etkisi vardır.
4. Hipotez(H4): Transtibial amputasyonu olan bireylerde sanal gerçeklik uygulamalarının performans üzerine etkisi vardır.
5. Hipotez(H5): Transtibial amputasyonu olan bireylerde sanal gerçeklik uygulamalarının denge üzerine etkisi vardır.
6. Hipotez(H6): Transtibial amputasyonu olan bireylerde sanal gerçeklik uygulamalarının proteze uyum üzerine etkisi vardır.
7. Hipotez(H7): Transtibial amputasyonu olan bireylerde sanal gerçeklik uygulamalarının depresyon durumu üzerine etkisi vardır.
8. Hipotez(H8): Transtibial amputasyonu olan bireylerde sanal gerçeklik uygulamalarının yürüyüş parametreleri üzerine etkisi vardır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Alt Ekstremitte Amputasyonları

Amputasyon, ekstremitelerin tamamen ya da kısmen cerrahi yöntemlerle kesintiye uğramasıdır (23). İnsanlığın başlangıcından beri amputasyondan sonra estetik ve fonksiyondaki kayıpların farklı protez uygulamaları ile giderilmesi amaçlanmıştır (14, 23).

Amputasyon belirlendikten sonra maksimum fonksiyon için gerekli kurtarıcı operasyon sonrası fizyoterapi ve rehabilitasyon uygulamaları ile protez tercihi yapılır (24). Günümüzde teknolojik protezlerin gelişmesi, amputenin fonksiyonel seviyesine uygun protez ve farklı suspansiyon sistemlerinin uygulanmasına olanak sağlamıştır (1, 25).

2.1.1. Alt Ekstremitte Amputasyon Seviyeleri

Distalden proksimale doğru alt ekstremitte amputasyon seviyeleri; parsiyel ayak amputasyonları, syme, transtibial, diz dezartikülasyonu, transfemoral, kalça dezartikülasyonu ve hemipelvektomi şeklindedir (Şekil 2.1) (24).

Alt ekstremitte amputasyonları içerisinde en sık karşılaşılanlar transtibial ve transfemoral amputasyonlardır. Transtibial amputasyon; mümkün olan en kısa seviye, M. Quadriceps Femorisin diz ekstansiyonunu sağlayabildiği, tibial tüberkülün korunduğu seviyedir. Uygun bir güdük şekli ve optimal protez kullanımı için transtibial güdüğün mümkün olduğunca uzun tutulması fonksiyonel kapasiteyi olumlu etkilemekte ve daha az enerji tüketimine neden olmaktadır (23, 26, 27).

2.1.2. Alt Ekstremitte Amputasyon Nedenleri

Amputasyonlar travma, tümör, akut-kronik enfeksiyonlar, konjenital ekstremitte noksanlıkları, metabolik hastalıklar, paraliziler, yanık, donmalar, periferik vasküler hastalıklara bağlı gelişen nekrozlar sonucunda gerçekleştirilmektedir.

Bireylerin alt ekstremitte amputasyon nedenleri arasında en sık görülenleri ise; periferik vasküler hastalıklar ve travmadır (5, 6, 14, 23, 28).



Hemipelvektomi

Kalça Dezartikülasyonu

Transfemoral Amputasyon

Diz Dezartikülasyonu

Transtibial Amputasyon

Syme Amputasyonu

Parsiyel Ayak Amputasyonu

Şekil 2.1. Alt Ekstremitte Amputasyon Seviyeleri

Ülkemizde 1999 yılında Van İlinde yapılan bir çalışmada amputasyonun en sık nedeni travma olarak belirlenmiştir (24). 1998-2002 yılında yapılan başka bir araştırmada da diyabetik ayak probleminin komplikasyonlarından birisinin de alt ekstremitte amputasyonları olduğu gösterilmiştir (29). 2008 yılında yapılan bir başka araştırmada da motorlu araç kullanımının çoğalması ile travmaya bağlı alt ekstremitte amputasyon sıklığının arttığı açıklanmıştır (30). Ayrıca ülkemizde yapılan farklı çalışmalarda ise amputasyon nedenleri içerisinde ilk sırayı travmatik nedenlerin aldığı görülmüştür (31, 32).

Fukashi ve ark. ise yaptıkları araştırmada hemodiyaliz tedavisi gören birey sayısının tüm dünyada artmakta olduğunu vurgulamış ve bu tedavilerin alt ekstremitelerde iskemiye yol açtığını ve majör alt ekstremitte amputasyonları ile sonuçlandığını göstermişlerdir (33).

2.2. Transtibial (TT) Amputasyonlar

Parsiyel ayak amputasyonlarından sonra en çok uygulanan amputasyon seviyesidir (28, 34). Bu seviyede iyileşme için yeterli kan dolaşımı kalan ekstremitte kısmında sağlandığı sürece cerrahi ve rehabilitasyon yönünden olumlu sonuçlar elde edilmektedir (35). En kısa fonksiyonel seviye M. Quadriceps Femoris'in diz

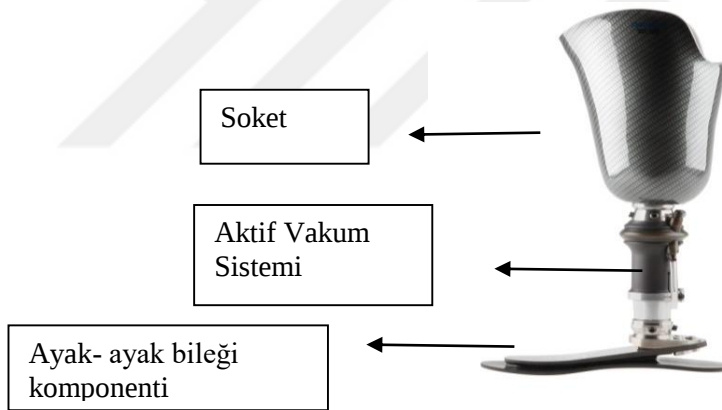
ekstansiyonunu sağlayabildiği, tibial tüberkülün korunduğu seviyedir. En uzun seviye ise tibia kemiğinin 2/3 distalinden yapılan seviyedir (23, 35).

Tablo 2.1. Transtibial Amputasyonların Sınıflandırması.

Sınıflandırma	Tanımlama
Çok Kısa	3-5 cm'lik transtibial güdük
Kısa	Tibia 2/3 proksimalinden
Normal	Tibia 1/2 orta noktasından
Uzun	Tibia 2/3 distalinden

2.2.1. Transtibial Protez Komponentleri

Transtibial amputasyon sonrası kullanılan protezler; ayak-ayak bileği komponenti, bağlantı tüpü, baldır parçası, soket ve suspansiyon sistemlerini içermektedir (23) (Şekil 2.2.).



Şekil 2.2. Aktif Vakum Sistemli Transtibial Protez Komponentleri

Bu komponentlerin seçiminin bireyin yürüyüşünü, enerji tüketimini, fonksiyonelliğini ve günlük yaşamını etkileyeceği biyomekanik araştırmalarda vurgulanmaktadır (36). Örneğin; gelişen teknoloji ile birlikte artan çeşitliliği ile ayak-ayakbileği komponenti, protezin kullanımını ve bireyin biyomekaniğini değiştirmektedir (36, 37). Bireye özgü protez komponenti seçiminde ve amputenin protezini maksimum yeterlilikle kullanımı sağlayan sınıflandırma K sınıflamasıdır (38) (Tablo 2.2.).

Tablo 2.2. Protezli Bireylerin K Seviyesine Göre Sınıflandırılması

K Seviyesi	Fonksiyonel Düzey	Aktivite Düzeyi
K0	Ambulasyon veya transfer potansiyeli yok	Yardımla veya yardımsız ambulasyon becerisi yok bir protez hayat kalitesini veya mobilitesini arttırmaz
K1	Transfer dahil potansiyel ev içi ambulasyonu	Sabit adım sayısında düz yüzeylerde protez kullanma potansiyeli veya becerisi var. Kısıtlı veya kısıtlama olmaksızın ev içi ambulasyonu tipiktir.
K2	Potansiyel kısıtlı toplum içi ambulasyon	Düşük seviyede çevresel engelleri örneğin kaldırım, merdiven veya düzensiz yüzeyleri geçerek ambule olma potansiyeli ve becerisi vardır. Kısıtlı toplum içi ambulasyonu tipiktir.
K3	Değişken adım sayılarında (kadans) toplum içi ambulasyon, terapatik egzersiz veya iş dahil	Değişken adım sayılarında ambulasyon veya becerisi vardır. Toplum içi ambulasyonu tipiktir. Çoğu çevresel engeli aşabilir, işi olabilir. Basit yürümenin ötesinde terapatik veya egzersiz aktivitlerini yerine getirebilir.
K4	Normal ambulasyon becerilerinin üzerinde yüksek aktivite kullanıcı	Temel ambulasyon becerilerinin ötesinde, yüksek darbe, stres veya enerji seviyelerinde ambulasyon potansiyeli veya becerisi vardır. Çocuğun, aktif erişkin veya atletin protez ihtiyacı tipiktir.

Protez ayaklar, topuk vuruşunda şok absorpsiyonu sağlamalı, engebeli araziye uyum yapmalı, yürüme periyodunun uygun bölümlerinde itme fazına geçişi kolaylaştırmalı ve sallanma fazında protezin boyunun kısaltılmasına izin vermelidir. Amputeye uygun protez ayağın seçilmesinde yaş, vücut ağırlığı, fonksiyonel düzeyi, amputasyon seviyesi ve mesleki ihtiyaçlar göz önüne alınmalıdır (23).

Son yıllarda giderek artan oranlarda enerji depolayan ayaklar kullanılmaktadır (genelde karbon kompozit ayaklar). Bu protez ayaklar esnek yapısı nedeniyle, topuk vuruşunda ortaya çıkan şokların emilimini ve ağırlığın öne aktarılmasını kolaylaştırır. Bundan dolayı enerji tüketimini azaltmakta, daha akıcı ve simetrik bir yürüyüş sağlamaktadır. Özellikle fiziksel aktivite düzeyi yüksek olan amputelerde kullanılmaktadır (39).

2.2.2. Transtibial Amputasyonlardaki Soket Tasarımları

Soket, vücut ağırlığı taşınırken ve yüklerin iletimi sırasında güdüğe yeterli desteği verebilmek amacı ile bireylere uygulanır. Bu sebeplerle diz eklemine anatomik yapıları göz önüne alınarak bazı soket tasarımları geliştirilmiştir (40).

1960'lı yıllarda konvansiyonel protezlerin olumsuz etkilerini en aza indirmek amacıyla Patellar Tendondan Yük taşıyan Soket (Patellar Tendon Bearing-PTB)

geliştirilmiştir. Daha sonraları PTB soketin sınırları değiştirilerek 1963 yılında PTB SC-SP (supra kondiler-supra patellar suspansiyonlu soket) ve 1966 yılında PTB SC (supra kondiler suspansiyonlu soket) soketler kullanılmaya başlanmıştır (41).

Son yıllarda giderek yaygınlaşan total temaslı soketler PTB SC-SP VE PTB SC soketlerin neden olduğu problemleri büyük oranda ortadan kaldırmıştır. Bu problemlerin başında suspansiyon sorunu gelmektedir. Ayrıca patellar tendon bölgesinde aşırı yüklenmeler, diz fleksiyonunda limitasyon, terleme, sonradan oluşan kesecikler, cilt abrasyonları ve dermatitler ortaya çıkan diğer problemlerdir (42).

Vücut ağırlığının belli noktalardan taşınması, yumuşak dokularda gerilime neden olarak, güdüğün soket içinde hareket etmesine ve stabilizasyonun bozulmasına yol açar. Tam temas olmadığı için piston hareketi de denilen yumuşak dokuların aşağı yukarı hareketine neden olur (40, 43, 44).

Günümüzde giderek yaygınlaşan uygulamalardan olan TTS'de güdüğün tüm yüzeylerine temas ettiği için daha çok proprioseptif duyu girdisi sağlar. Amputasyon geçirmiş bireyler daha konforlu yürüyüş gerçekleştirirler. Tüm yüzeylere eşit temas ettiği için kan dolaşımı düzenlidir. Böylece yara oluşumu azalır ve ödeme daha az rastlanır. Varolan yaraların daha çabuk iyileşmesi sağlanır. Hassas noktalarda ağrı oluşumu engellenir ve soketteki parçalama stresleri azalır. Literatürde bu soketin faydaları ile ilgili birçok veri bulunmaktadır (23, 42, 45).

2.2.3. Transtibial Protezlerde Kullanılan Suspansiyon Sistemleri

Amputasyon geçirmiş bireyde, bireyin protezi ile güdük arasındaki hareketleri minimuma indirmeyi sağlayan araçlardır. Protezin suspansiyonu iyi sağlandığında güdük-soket arasında ortaya çıkabilecek hareketler (piston hareketi) engellenmiş olur. Piston hareketi, ekstremitenin farklı yüklenmesine neden olarak ağrı, deride yaralanmalar ve protez kontrolünün kaybına yol açabilmektedir (35) .

Çeşitli suspansiyon yöntemleri geçmişte kullanılmasına rağmen günümüzde teknolojinin gelişmesi ile birlikte kullanımı giderek azalmıştır (46-48). Total temaslı soketlerin kullanımının yaygınlaşması farklı suspansiyon sistemlerinin kullanımını da beraberinde getirmiştir. Bu sistemler Pin Sistem, Pasif Vakum Sistemi ve Aktif Vakum Sistemidir. Farklı sistemler bireyin protez memnuniyeti ve kullanımını

etkileyen önemli bir faktördür. Günümüzde tercih edilen uygulamalar Bunlar içinde en çok tercih edileni Aktif Vakum Sistemidir (49, 50).

2.2.4. Transtibial Protezlerde Kullanılan Teknolojik Sistemler

Aktif Vakum Sistemi

Pasif vakum sisteme göre daha kuvvetli negatif basınç oluşturur. Liner, soket içindeki havayı dışarıya atan bir mekanizma, hava sızdırmaz dizlik ve hava girişini engelleyen materyallerden oluşur. Soket dışında yer alır ve özel bağlantı komponentleriyle proteze kombine edilir. Proteze her ağırlık aktarılışında ortaya çıkan basıncı daha da kuvvetlendirir. Soket içindeki havanın aktif olarak soket dışına atılması yönünde çalışır (51).

Ağırlık aktarılmadan liner ve soket arasındaki boşluğa vakum uygulandığında güdüğe sıvı akışını arttırdığından ekstra çorap uygulamalarına ihtiyacı ortadan kaldırır ve çok daha iyi bir uyum ile mobilizasyon sağlar (50).

Kan dolaşımına yardımcı olur. Proprioseptif girdi son derece yüksektir. Kullanıcı protezi diğer soket sistemlerine nazaran çok daha etkin kontrol eder. Son yıllarda dizlik kullanılmadan aktif vakum sistemleri geliştirilmiştir (48, 51).

Mekanik yollarla aktif vakum sağlanabildiği gibi elektronik cihazlarla da aktif vakum yapılabilir. Elektronik cihazlar şarj edilebilir özelliktedir. Özel yazılımlar yüklenerek ayarlar yapılabilir. Termoplastik soketlere ve laminasyon soketlere monte edilirler. Her iki sistemde de sıvı ortamlara rahatlıkla girilebilir (52).

Wood ve ark. yapmış oldukları çalışmada mekanik ve elektronik vakum sistemlerini karşılaştırmışlar ve elektronik olanların mekanik olanlardan daha çok hassasiyete sahip olduğunu açıklamışlardır (52).

Pasif vakum sistemi; liner, soket havanın dışarıya atıldığı pasif bir ventil özel hava sızdırmaz dizlik ve soket içine hava girişini engelleyen materyallerden oluşmaktadır. Sokete monte edilen pasif ventil proteze her ağırlık aktarılışında soket içindeki havanın dışarıya atılmasını sağladığı gibi dışarıdan da havanın içeriye girmesine engel olur. Bu sayede soket içinde oluşan negatif basınç proteze güdüğe tutunmasını, temas ve proprioepsiyon artışını sağlar (52).

Pin sistem ise linerın distalindeki pinin soketin distal kısmındaki kilit mekanizmasına geçmesini içermektedir. Birey protezini giydiğinde, soketin

distalindeki kilit mekanizmasıyla uyum halinde çalışır. Protezi çıkarmak için ise kişi manuel olarak kilidi açarken diğer eliyle soketi çıkarır. Topuk vuruşu sırasında güdükte rotasyon kuvvetlerinin artması sonucu patellar subluksasyon görülebilmesi dezavantaj iken, kolay giyilmesi avantaj olarak görülmektedir (52).

2.2.5. Transtibial Amputasyonu Olan Bireylerde Görülen Yürüyüş Bozuklukları

Transtibial amputasyonu olan bireylerde plantar fleksör kaslarının kaybı, protez ayağın mekanik limitasyonları ve kassal zayıflıklar sonucu ile birleşince, aynı yaştaki bireylerden daha yüksek düşme riski ile karşı karşıya kalmaktadırlar (53, 54).

Transtibial amputasyonu olan bireylerde de yürüyüş bozuklukları yürüyüşün evrelerine göre farklılıklar gösterir (55, 56). Soket uyumu, protez ayarları ve protez komponentleri (parçaların ağırlıkları ve dizaynları dahil) yürüyüşteki asimetri ve bozukluk nedenlerindendir. Yürüyüşteki kompensasyonlar duruş, sallanma ve zaman mesafe parametrelerindeki değişiklikler olmak üzere 3 grupta incelenebilir (55, 56).

1.Duruş Fazında Görülen Kompensasyonlar

Yürüyüş periyodunun yüklenme cevabı fazında görülen asimetrik protez ve sağlam tarafta yer reaksiyon kuvvetinin farklı olması nedeni ile ortaya çıkar. Bu fark tek taraf etkilenimli engelli bireylerde (ör: hemipleji) %10 iken, TT amputelerde kullanılan proteze bağlı olarak %23'e kadar çıkmaktadır (57). Yer reaksiyon kuvveti sağlam tarafta da artış göstermektedir (57-59).

Kulkarni ve ark. yaptıkları çalışmada amputelerin %60'ının düşme sonrasında günlük yaşamını, boş zaman aktivitelerini, işlerini ve hobilerini değiştirdiklerini belirtmişlerdir (54). Diz ekstansörlerine olan ihtiyaçlarını azaltmak amacıyla yüklenme cevabı sırasında diz fleksiyonunda azalma gözlenmiştir (58, 60).

Yüklenme cevabı sırasında ayak bileğinde dorsifleksör moment başlar. Duruş fazının sonuna doğru dengenin sağlanabilmesi için protez plantar fleksör momenti açığa çıkarır (61).

Yürüyüşün sallanma öncesi fazında daha az enerji tüketimi ile ayak bileğindeki güç dağılımı değişmektedir (60). Ayak bileği plantar fleksörlerinin olmaması nedeni ile kalça çevresi kaslar daha fazla enerji üretiminden sorumlu hale gelmektedir (54,

60, 61). Sonuç olarak da yapılan çalışmalarda kalça kaslarının aktivitesinin daha yüksek olduğu bulunmuştur (61).

Sallanma öncesi fazda diz fleksiyon açısı normal değerlerinden daha azdır. Genellikle diz hareketleri ayak-ayak bileği hareketleri ile koordinelidir. Sallanma öncesi bu fazda plantar fleksiyon yapamadığı için, ayağa ağırlık aktarıldığında protez ayak bileği hareket edemez. Eğer ampute dizini ekstansiyon yerine fleksiyona getirirse, gövde lateral tilti olur ve asimetrik yürüyüş gözlenir (55).

Sağlıklı bireyler ilk temasta dorsi fleksörleri kullanarak ayağı stabilize ederler ve ayağı yüklenme cevabına hazır hale getirirler. Ancak TT amputasyonu olan bireylerde, rijit bir ayak-ayak bileği eklemi olduğu için yüklenme cevabına kadar dorsifleksör moment görülür. Winter ve ark. ağırlık merkezinin öne doğru kaymasıyla birlikte ayak bileğinde plantar fleksör momentin arttığını göstermişlerdir (Yürüyüş periyodunun %20-40 arasında). Duruş fazının ilk yarısında dizdeki moment ise neredeyse sıfırdır. Kalça eklemindeki moment ise normalden daha düşüktür (55, 62).

2. Sallanma Fazında Görülen Kompansasyonlar

Bireylerin yürüyüş hızı değiştikçe sallanma fazı süresi farklılık göstermektedir. Literatürdeki çalışmalara göre; sağlam tarafta sallanma fazı süresi kısılırken, ampute tarafta artmaktadır (58, 63, 64).

Duruş fazında kalça çevresi kaslarda görülen aktivite artışı sallanma fazında normal seviyesine gelmektedir (61). Bunun nedeni olarak da sağlam ekstremité üzerine ağırlık aktarmanın fazla olması gösterilmiştir (50).

Nolan ve ark. TT amputasyonu olan bireylerde sallanma fazı asimetritlerinin daha az görüldüğünü bununla bireylerin adım uzunluklarını eşitlemeye çalışmaları sonucu ortaya çıktığını açıklamışlardır (58).

3. Yürüyüşün Zaman Mesafe Parametrelerinde Görülen Kompansasyonlar

TT olan bireyler, diğer tek taraf etkilenimli bireylere göre normal yürüyüş hızında sağlam tarafa ampute taraftan daha çok yüklenirler (58). Böylece TT amputasyonu olan bireylerin zaman mesafe parametrelerinin birçoğunda asimetri gözlenir (63, 64). Protezli taraf adım uzunluğu sağlam tarafa göre daha uzun

bulunmuştur (55). Breakey ve ark. yapmış oldukları çalışmada ampute taraf tek destek peryodunu % 37, sağlam tarafta %43 olarak bulmuşlardır (65).

Tibarewala ve Ganguli yapmış oldukları çalışmada dizaltı ve dizüstü amputelerin normal bireylere göre kadanslarında azalma olduğunu göstermişlerdir (66). Kegel ve ark ise izometrik egzersizler sonrası kaslarının güçlenmesiyle yürüme hızlarının %13 oranında arttığını göstermişlerdir. Ayrıca izometrik egzersiz programı sonrasında bile amputelerin normal bireylere göre daha düşük yürüme hızına sahip olduklarını belirtmişlerdir (67).

Çalışmalar düşük yürüme hızlarında amputasyon geçirmiş ekstremiteye göre sağlam tarafta daha yüksek yer reaksiyon momentinin açığa çıktığını göstermektedir (58, 68, 69). Yürüme hızı arttıkça hem sağlam hem de ampute tarafta maksimal vertikal yer reaksiyon kuvvet momentleri artmaktadır, ancak ampute taraf maksimal vertikal yer reaksiyon kuvvet momentleri daha yüksek olmaktadır (58). Benzer şekilde, iki farklı hızda (1.2 ve 1.6m/s), sağlam taraf maksimal ilerleyici momentler ampute tarafa göre daha fazladır (53). Protez ayak- ayak bileği komponentleri pasif yapılar olmaları nedeniyle, daha yüksek ilerleyici hareketleri limitlemektedir. Böylece, ampute taraf ilerlemeyi sağlayan momentler yüksek hızlarda öne gitmeyi engellemektedir. Bu durum da sağlam tarafta daha yüksek ilerlemeyi sağlayıcı moment ortaya çıkmasına neden olmaktadır (68).

Nolan ve ark. ise yapmış oldukları çalışmada artan yürüme hızlarında bireylerin yer reaksiyon kuvvetinin sağlam tarafta da artmasının nedenini bireylerin yürüyüşlerinde sağlam ekstremiteye daha çok ağırlık aktarması ile açıklamışlardır. Ayrıca bireylerin ağırlık merkezinin sağlam tarafa doğru kaydığını belirtmişlerdir (58).

2.3. Transtibial Amputasyonu Olan Bireylerde Rehabilitasyon

Amputasyon geçirmiş bireyi psikolojik, fiziksel ve fonksiyonel açılardan proteze hazırlamak, güdük ile iyi uyum sağlayan bir protez ile öncelikle yürüme fonksiyonunu kazandırmak, günlük yaşamda mümkün olan maksimum bağımsızlığa kavuşturmak, ev içi düzenlemeler ile evinde fonksiyonel olabilmesini sağlamak, rekreasyonel aktivitelere katılımını destekleyerek sosyal çevreye adapte edebilmek ve

yaşam kalitesini arttırmak amaçları ile bireyler rehabilitasyon programlarına dahil edilmektedir (70).

2.3.1. Transtibial Amputasyonu Olan Bireylerde Değerlendirme

Demografik verileri kaydedilen hastaların; amputasyon nedeni ve tarihi, amputasyon seviyesi, kas kuvveti, eklem hareketi, güdük şekli, duyu kayıpları, postür analizi, ambulasyon seviyesi, kas kısalıkları mutlaka değerlendirilmelidir (70).

Bireylerin ampute tarafa ağırlık aktarmaları literatürde birçok yöntem kullanılarak değerlendirilmiştir. Kuvvet platformları, LASAR postür cihazı ve banyo baskülü en sık kullanılan yöntemler arasındadır. Özellikle LASAR postür cihazının kullanımı pratik, kullanımı kolay, ulaşılabilir bir yöntem olmasıyla dikkat çekmektedir (71).

Amputasyonu olan bireylerin fonksiyonel yetenek kayıpları, fiziksel ve psikolojik sorunları nedeniyle yaşam kaliteleri de etkilenim göstermektedir. Yaşam kalitesi için amputasyon sonrası normal yaşama yeniden dönüş ve SF-36 anketlerinin Türkçe versiyonları kullanılmaktadır (72, 73).

Amputasyonu olan bireylerin protez memnuniyetlerini değerlendirmek amacıyla kullanılan birçok ölçek olduğu bilinmektedir. Bunlardan Türkçe geçerliliği olanları Protez Değerlendirme Anketi, Trinity Amputasyon ve Protez Deneyim Ölçeği, Protez Memnuniyet Anketi'dir (74, 75).

Kardiyovasküler endurans değerlendirilmesinde kullanılan farklı testler bulunmaktadır. Ancak alt ekstremitte amputasyonu olan bireylerde protezle yürüme becerisini en iyi değerlendiren testlerden birisinin 6- Dakika Yürüme Testi (6DYT) olduğu bildirilmiştir. Hızlı ve kolay uygulanabilir olması, ekstra cihaz gerektirmemesi klinikte sıklıkla kullanılmasının temel nedenlerindendir (76).

2.3.2. Transtibial Amputasyonu Olan Bireylerde Rehabilitasyonun Dönemleri

Amputasyon geçirmiş birey protez kullanım sürecinde farklı zaman dilimlerinde farklı amaçlara yönelik olarak rehabilitasyona ihtiyaç duyar. Transtibial amputasyonlar sonrasında rehabilitasyon; amputasyon öncesi preoperatif dönem ile başlayan, postoperatif dönem ve protez uygulama sürecinde preprostetik dönem,

prostatik dönem, sosyal yaşama geri dönüş ve mesleki rehabilitasyon olarak 5 farklı döneme ayrılır (70, 77-79).

1. Prostatik Dönem Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Uygulamaları

Transtibial amputasyonlar sonrası, yara iyileşmesinden hemen sonra ilk protez uygulaması yapılmalıdır (70). Bu dönemde bireyin proteze uyum süreci olması sebebiyle güdükte cilt durumu sıklıkla kontrol edilmelidir. Protez adaptasyon çalışmalarında, başlangıçta 10-15 dk aralıklarla bu kontroller yapılmalıdır. Böylece ciltte oluşabilecek hassasiyet ve yaralar  nlenmiş olur. Bireye protezi giyip-çıkarma eēitimi, paralel bar içerisinde destekli yürüyüş eēitimi, paralel bar dışında yürüyüş eēitimi, günlük yaşam aktiviteleri eēitimi uygulanmaktadır (78, 80).

Paralel bar içerisinde; ayakta dik durma, ayakta dik duruşta diz kontrolü ve denge, yürüme eēitimi, protezli taraf ile saēlam taraf ekstremitesini çaprazlama, vücut aēırlıēını proteze aktarma eēitimleri verilir.  ne-arkaya ve saēa-sola aēırlık aktarımı çalışılır. Protezle birlikte adım alma çalışılır (15, 78, 81). Sonrasında basamak egzersizi ile birey ampute taraf aēırlıēını verirken saēlam bacaēını basamaēa almaktadır. Terapist hastanın arkasında durarak ampute tarafa aēırlık aktarımını stimule etmek amacıyla başlangıçta aproksimasyonları kullanabilmektedir. Bu egzersiz, protezli tarafa aēırlık aktarımını geliştirmek açısından oldukça faydalıdır ve sıklıkla önerilmektedir. Ampute basamak egzersizini ellerden destek almadan rahat bir şekilde yapabildiēinde yürüme eēitimine geçilebilmektedir. Paralel bar dışında; yine aēırlık aktarma, denge, adım alma egzersizleri ile başlanmalıdır (16, 78, 82). Sonrasında da paralel bar dışında topla yapılacak dinamik aktiviteler, dar destek yüzeyinde yürüme çalışmaları, engebeli,  imli, kumlu, çakıllı zeminde yürüme, engel geçme çalışılmalıdır (83). Düz zemindeki yürüyüşlerin ardından merdiven inme-çıkma ve yokuş inme-çıkma, sandalyeye oturma ve sandalyeden kalkma, arabaya binme ve arabadan inme, farklı maddelerin taşırken yürüme, yerden bir şey alma, düşme eēitimi, düşülen yerden kalkma eēitimi gibi fonksiyonel aktivite eēitimine geçilmelidir (84).

2. Sosyal Yaşama Geri Dönüş Ve Mesleki Rehabilitasyon

Literatürdeki araştırmalar, bireylerin ekstremitte kaybı sonrasında eski işi yerine farklı bir işe dönüş yaptıklarını belirtmişlerdir. İşe erken dönüşlerin, bireyi psikolojik anlamda olumlu etkilediğini ancak bunun sıkı bir rehabilitasyon sonrası mümkün olabileceğini vurgulamışlardır. Bu dönemin amputasyon sonrası ilk 1-1,5 yıllık süreçte 6. aydan sonra 3'er aylık aralıklarla devam etmesi gerektiğini ve bireysel farklılıklar gösterebileceği vurgulanmıştır. Proteze uyum, güdük problemleri, spesifik aktivitelere ihtiyacı ve psikososyal durumuna göre farklılık göstermektedir (78, 85).

Bireyin eve dönüş sürecinde, ev içi düzenlemeler yapılmalıdır. Bireyin sosyal çevreye adaptasyonları sağlanmalıdır. Rekreatif aktivitelere katılımı desteklenmelidir. Rekreatif aktiviteler, bireyi eğlendirir ve sosyalleştirir. Böylece birey hem fiziksel hemde ruhsal yönden iyileşir. Birey mesleki anlamda da eğitilmelidir (78, 86).

Basketbol, futbol, avcılık v.b. aktiviteler yüksek şiddetteki aktivitelerden olması sebebiyle daha çok erkekler tarafından tercih edilmektedir. Bisiklet sürme, bowling, kamp kurma, dans, yüzmeye v. b. aktiviteler ise orta şiddetteki aktivitelerdendir ve daha çok kadınlar tarafından tercih edilmektedir. Yemek yapma, balık yakalama, bahçe uğraşları, motorsiklete binme, fotoğrafçılık, ahşap işleri v.b aktiviteler ise düşük şiddetteki aktivitelerden olması ile tercih edilme oranları kadın ve erkeklerde eşit düzeydedir (78, 86-88).

2.4. Sanal Gerçeklik Uygulamaları (SGU)

Sanal gerçeklik, bilgisayar ortamında 3D resimler ve animasyonlarla zenginleştirilen, bireylere gerçekmiş hissi veren ve bilgisayarla oluşturulmuş bu ortamla birey arasında karşılıklı iletişim olanağı tanıyan bir teknolojidir. Başka bir deyişle, kullanıcının bilgisayar ortamında oluşturulmuş bir dünyanın parçası olmasına imkan veren, insan- bilgisayar etkileşiminin gelişmiş bir formudur (89).

Sanal ortam, çeşitli bilgisayar teknolojileriyle oluşturulur ve eş zamanlı etkileşim sağlaması yönüyle, video oyunu veya televizyon gibi görsel görüntüleme yöntemlerinden ayrılır. Bu etkileşim çeşitli şekillerde elde edilebilir. Sanal ortam, sanal ya da yapay olarak üretilen duyuşsal bilgiler (görsel, işitsel, hareket) ortaya çıkarır ve bireye gerçek hayattakine benzer deneyimleri hissettirmeyi sağlar (90).

2.4.1. Sanal Gerçeklik Uygulamalarının Gelişim Süreci

SGU'nın kullanımı 1950'li yıllarda bütün duyulara yönelik olarak çalışan 'Sensorama' adındaki bir makine ile sinemada başlamıştır. Morton Heiling tarafından oluşturulan Sensorama'da yansıtılan filmde, ses, titreşim, rüzgâr ve kokuları birleştirerek, filmi izlemekten ziyade izleyicinin filmin içinde olma duygusunu oluşturmaya çalışılmıştır. Sanal gerçeklik askeri ve tıbbi alandakiler başta olmak üzere çok farklı alandaki araştırmacıların, dikkatini çekmiş ve 2. Dünya Savaşı sırasında Amerikan hava ve uçak endüstrisinin çalışmalarıyla 1965 yılında geliştirilen 'Head Mounted Display' ile üst seviyeye ulaşmıştır (91).

Nintendo Wii, Sony EyeToy, Dance Revolution, Samsung Sanal Gerçeklik gözlükleri ve Kinect Xbox gibi teknolojik ve popüler oyun sistemleri SGU amacıyla kullanılabilir. Bunlardan Kinect Xbox'ın diğerlerine göre avantajı kullanıcının elleri ve ekstremiteleri ile sensör tutmasına, herhangi bir platform üzerine çıkmasına ya da vücuduna sensör giymesine gerek olmamasıdır (92).

SGU genel olarak imersiyon ve masaüstü olmak üzere iki grupta incelenebilir. İmersiyon SGU'da birey bir başlık kullanır. İmersiyon kullanıcının gerçek bir ortamda olduğu hissini veren bir durum içinde bulunmadır. Tüm imersiyon sistemlerinde bireyin başlık kullanması ile birey kendini 3 boyutlu bir ortamda bulur. Sanal ortamdaki hareketleri baş hareketleri ile kontrol edilir. Masaüstü SGU'da ise görüntü bilgisayar, televizyon, duvar veya perde üzerine aktarılır. Burada kullanıcı iki boyutlu olarak ekrandaki görüntüye odaklanır. Burada hareketler tüm vücut hareketleri ile sağlanır (89, 91).

Sanal ortamda dokunma duygusu için geri bildirim bir eldiven ile sağlanabilir ve kuvvet için geri bildirim kumanda kolu tarafından uygulanan direnç ile sağlanabilir. Sağlık sistemlerindeki yetersizlikler göz önüne alındığında internete bağlanan sanal ortamda bireyin kontrolü ile (tele-rehabilitasyon) tedavisine ve rehabilitasyon programına ilerleyici olarak devam edilebilir (93).

2.4.2. Sanal Gerçeklik Uygulamalarının Anatomik ve Kuramsal Temeli

SGU'nun kuramsal temeli; motor öğrenme teorilerinin temel prensiplerine dayanmaktadır. SGU ile, kullanıcı kendisini üç boyutlu ortamda ekran üzerinde

sürekli olarak görür. SGU çok tekrarlı hareketler ve pozitif geri bildirim ile günlük yaşamında bireyin fonksiyonel bağımsızlık kazanımına yardım eder (91, 94).

Holden ve ark. yaptıkları çalışmada engelli bireylerde SGU ile motor yeteneklerin öğrenilebildiğini göstermişlerdir. Sanal ortamda öğrenilen bir görevin günlük yaşama taşınabileceğini vurgulamışlardır (93). Her ne kadar ilk çalışmalar SGU'nun eğlenceli olduğunu fakat eğitici olmadığını belirtse de son yıllardaki çalışmalar tam tersini göstermiştir (91, 95).

Periferik sinir sistemi hasarları, omurilik yaralanmaları, kortikal lezyonlar, geçici iskemik ataklar sonrası santral sinir sisteminde görülen kortikal reorganizasyon amputasyonlar sonrasında da görülmektedir (96-98). Literatürdeki pek çok çalışma güdük ile aynı taraftaki kasların kontralateral tarafa göre daha geniş bir alandan aktive edilebildiğini vurgulamıştır. Bu durumu da amputasyon sonrası güdüğün proksimalindeki hedef kaslardaki motor iletimin, kortikal ve spinal reorganizasyon gerçekleştirilebileceğiyle açıklamışlardır (98). Konjenital amputelerde ve erken yaşlarda amputasyon geçirmiş bireylerde daha belirgin ve büyük kortikal reorganizasyon görüldüğünü (97), fantom ağrısının bu kortikal reorganizasyondaki hatalardan kaynaklandığını ileri sürmüşlerdir (99). Literatürdeki bazı çalışmalarda amputasyon sonrası talamusun ampute tarafın zıt bölgesinde posterolateral kısmında gri maddede azalma olduğunu göstermişlerdir. Talamustaki gri maddede azalmanın amputasyon geçirilmiş yıl ile pozitif yönde korele olduğunu fantom ağrısının sıklığı ve büyüklüğü ile ilişkili olmadığı belirtilmiştir. Talamustaki gri madde kaybının ampute edilen vücut parçasından gelen afferent bilgi kaybı miktarı ile ilişkili olduğu vurgulanmıştır. Bazı araştırmacılar sağ el amputasyonu sonrası sol primer motor kortekste ve sağ prefrontal kortekste gri maddede kayıplar olduğunu göstermişlerdir (100-102).

Motor kontrol ve motor öğrenme teorileri; motivasyon, tekrar ve hedefe yönelik eğitimin tedavide kullanılması gerektiğini göstermektedir. Bireyin gelişimi için rehabilitasyon sürecinde oyunlar ve sosyal aktivitelere de yer vermek önemli bir faktördür. İyi bir tedavi günlük yaşamdaki aktivite ve görevleri içermelidir. Motor öğrenme tekniklerini içeren tedavilerde, fonksiyonel aktiviteler yoğun olarak tekrar edilir ve olumlu sonuçlar elde edilir (91, 95).

Motor öğrenmede ve kortikal reorganizasyonda, pasif tekrarlar yerine aktif katılım oldukça önemlidir (91, 103, 104). Rehabilitasyon süreci içerisinde temel yeteneklerin geliştirilmesi önemli hedeflerden biridir. Konvansiyonel rehabilitasyon programları optimal terapatik sonuçların sağlanması için daha kısa ve yoğunluğu daha azdır. Bu nedenle de bireylerin motivasyonu veya aktiviteye katılımı yeterince sağlanamamıştır. Literatürdeki pek çok çalışma, bireyin motivasyonunun tedavi sonuçları üzerinde önemli rol oynadığını belirtmiştir (105-107). Sanal ortam bireyin motivasyonunu arttırarak ve aktif katılımını sağlayarak daha ilginç ve süreye bağımlı koşullar sağlamaktadır, sonuç olarak da motor becerilerin kazanılması için tekrara daha az zaman harcanmaktadır (108, 109).

Alt - üst ekstremité amputasyonu geçirmiş bireylerde, çocuk ve geriatric amputelerde sanal gerçekliğin rehabilitasyon sürecinde kullanımı olumlu sonuçlar göstermektedir (13, 19, 21, 22). Sanal gerçekliğin kullanım nedenlerinin arkasında birçok faktör vardır. Sanal ortam; bireye çok farklı çevre sağlar ve bu çevreler performansını test edebileceği ve bağımsız egzersizler yapabileceği gerçeğine çok benzeyen ortamlardır. Oyunlardaki programlanmış senaryolar, gerçek hayattaki görevi uygulayabilmesi ve fonksiyonel performansını geliştirebilmesini sağlar. Böylece bozulmuş kortiko-motor fonksiyonu tekrar öğrenirken ayna nöron mekanizması aracılığı ile fonksiyonel iyileşme sağlanır. Ayna nöronlar sadece hareketi yaparken değil, aynı hareketi izlerken, hayal ederken ya da dinlerken de aktive olabilirler. Amputelerdeki ayna nöronların önemini ve mekanizmalarını açıklayan pek çok araştırma bulunmaktadır (110-112). Kortikal reorganizasyon ayna nöron mekanizmalarının da devreye girmesiyle gelişmektedir. Ayna nöron bilgilerinin transfer edilmesinin sonucunda tedavide fayda sağlanmaktadır. Premotor korteks, motor öğrenme ve motor kontrolde çok önemli bir rol oynamaktadır. Premotor korteks dorsal (DPK) ve ventral (VPK) olmak üzere iki kısma ayrılmaktadır. VPK, primer motor korteksin el ile ilgili kısmı, anterior intraparietal alan ve suplementer motor alan Broadman'ın 3,1,2 no'lu alanı ile ilişkilidir. DPK, VPK alana göre lateral intraparietal alan, primer motor korteks, suplementer motor alan, singulat girus ve Broadman'ın 5 no'lu alanı üzerinde daha fazla etkilidir (113, 114).

Hedefe yönelik hareketin pozisyonunu sağlayan hücreler DPK'da bulunmaktadırlar. DPK nöronları, hareketin başlangıç fazında aktiftirler ve motor

planlamada oldukça önemlidirler. Ayrıca hareketin öğrenilmesinde ve postüral kontrolün sürdürülmesinde rol oynarlar. VPK, hedefe yönelik aktivitelerin kognitif sürecinde ve hareketin sensoriyo-motor sürecinde etkilidir. Bu durum ayna nöron mekanizmasının bir parçasıdır. Hareketin uygulanması ve gözlenmesi sırasında, VPK'nın ayna nöronlarının çift yönlü olarak aktivasyonu ile motor hareketin kısa görüntüleri kodlanmış olur. Böylece hareketteki gelişimi anlamış oluruz. Bir hareketi öğrenmek, kognitif ve motor süreçleri içerir. Motor öğrenme, hedefe yönelik uygulamalar yaparak hareket becerisi kazanmaktır. DPK, motor öğrenmenin erken fazında aktiftir ve zihinsel haritalandırma ile ilişkilidir. VPK ise görsel harekette ve sensöriomotor transferde, motor öğrenme için oldukça önemlidir. VPK nöronları, performansı gösterirken ve pratikte harekete karar vermede görev alır. VPK'daki ayna nöronlar gözlemsel ve taklit ederek öğrenmede oldukça önemlidirler (115, 116).

Ayna nöron mekanizmaları motor hafıza ve motor öğrenme için fizyolojik temel oluşturmaktadır. Ayna nöronlar hedef aktiviteyi kesitsel ve kinematik olarak haritalandırır ve hareketi tanıma mekanizmalarını aktive eder. SGU ile primer motor korteksin fasilete edildiğine inanılmaktadır (116). Sonuç olarak da ayna nöron sisteminin aktivasyonu kortikal reorganizasyonu uyarır ve fonksiyonel iyileşmeyi sağlar (114).

2.4.3. Sanal Gerçekliğin Tedavi Modalitesi Olarak Kullanımı

Sanal gerçeklik, bireylere gerçekmiş hissi veren, bilgisayarlar tarafından oluşturulan dinamik bir ortamla karşılıklı iletişim olanağı tanıyan, üç boyutlu bir benzetim modelidir (117). Son yıllarda bilgisayar alanındaki gelişmeler ile grafik tasarımları daha gerçekçi ve etkili sanal gerçeklik uygulamaları geliştirilmesine olanak sağlamıştır (13).

Amerika Kültür Miras Sözlüğü sanal gerçekliği; kullanıcının gerçek zamanda oyunlar uygulayabildiği gerçek veya hayali sistemlerin bir bilgisayarlı simülasyonu olarak tanımlamıştır (118). Sanal gerçeklik cihazları; bireyin sanal ortam ile etkileşimini ve gerçek zaman dilimindeki hareketlerinin geri bildirimini kaydetmeyi sağlar. Feedback kayıtları hareket, dokunma ve görsel sensörlerle sağlanır. Sanal ortamda birey günlük egzersizlerini, terapistin uygun gördüğü egzersizleri veya gerçek hayatta yapması gereken görevleri gerçekleştirmesine olanak verir (13, 119). Sanal

gerçeklik uygulamaları, bireyleri gerçek dünyada genellikle sağlanması zor koşullar ve durumlarda fonksiyonel performansı değerlendirmeyi ve rehabilite etmeyi sağlar (120).

Literatürde birçok çalışma SGU'nun eğlenceli, fonksiyonel, amaca-yönelik ve motive edici rehabilitasyon aracı olarak kullanılabileceğini vurgulamıştır. Günlük yaşamdaki görevlerine yönelik, mobilite, kognitif yetenekler, değişik ortamlarda, motive edici olarak uygulanabilirliği gösterilmiştir. Sanal ortamlar bireylerde spesifik ve yoğun egzersizleri içerebilmektedir. Bu oyuna dayalı sistemlerde yüksek seviyede motivasyon, katılım ve kooperasyon gerekmektedir. Bu özellikler ile davranışsal değişiklikler ve nöral plastisite desteklenmektedir. Sonuç olarak da bu multi-sensöriyal geri bildirimler öğrenme ve performanstaki gelişimi açıklamaktadır. Böylece kortikal reorganizasyon, plastisite, motor kapasite, görsel beceri, sosyal katılım ve kişisel faktörler olumlu yönde etkilenmektedir. Serebral palsili (SP) bireylerde, travmatik beyin hasarlarında, inmeli bireylerde, yanık ağrılarında, omuz patolojilerinde, Parkinson hastalarında, ataksili çocuklarda, kistik fibroziste, multiple sklerozlu hastalarda v.b durumlarda kullanılan SGU örnekleri literatürde bulunmaktadır (84, 121-124).

Tanaka ve ark ile Taylor ve ark. yapmış oldukları çalışmalarda farklı oyun konsollarının rehabilitasyon programları içerisinde kullanılabileceğini belirmişlerdir (125, 126).

Mortensen ve ark. video oyunlarını 15 fibromiyalji sendromu olan kadınlarda kullanmışlar ve hastaların kronik ağrılarında azalmayı sağladığını ve Kinect uygulamasının Nintendo Wii ve Playstation 3'e göre daha çok tercih edildiğini belirtmişlerdir (127). Stone ve ark ise yaşlı bireylerde yürüyüş için 4 haftalık eğitim amacıyla SGU kullanmışlardır (128).

Ökmen ve ark., SGU'nun, serebral palsy rehabilitasyonunda kullanılabilecek ve ruhsal uyumu iyileştirecek çok faydalı bir tedavi metodu olduğunu ve konvansiyonel rehabilitasyon tekniklerine eklenmesinin tedavinin başarısını önemli oranda arttıracaklarını vurgulamışlardır (129).

Tarakçı ve ark. serebral palsili 14 olgunun katıldığı pilot çalışmalarında; 12 hafta süresince haftada iki kez Wii bazlı denge oyunları uygulama sonrası, olguların

yürüme ve denge parametrelerinde olumlu değişiklikler olabileceğini göstermişlerdir (117).

Wang ve ark. otizm, dikkat eksikliği hiperaktivite bozukluğu ve SP tanıılı bireylerde farklı sanal gerçeklik sistemlerinin etkinliğini ve pediatrik rehabilitasyon alanındaki kullanımını inceledikleri derlemede nörofeedback sağlayan çeşitli bilgisayarlı sistemlerle yapılan çalışmaları sistematize etmişlerdir (130).

Dangelo ve ark. yapmış oldukları derlemede birçok veri tabanında SGU'nın yürüme eğitimindeki önemini göstermeyi amaçlamışlardır. Sonuç olarak sanal gerçekliğin ampute rehabilitasyonunda yürüme rehabilitasyonu geliştirmek amacıyla kullanılabileceğini ve bireylerin yaşam kalitesini geliştirmek amacıyla toplum temelli rehabilitasyondaki rolü ve kullanımının araştırılması gerektiğini öne çıkarmışlardır (13).

Andrysek ve ark. çocuk ve genç alt ekstremitte amputeleri ile aynı yaştaki sağlıklı bireylerde denge eğitiminde 4 haftalık SGU yapmışlar, sonuçta da evde video oyunlarının kullanımının denge eğitiminde başarılı sonuçlar elde edilebileceğini göstermişlerdir. Uygun kurulum ve monitörizasyon ile güvenli şekilde kullanılabileceği vurgulanmıştır. Denge kaybı olan çocuklar ve adölesan amputelerde uygulamadan hemen sonra postüral kontrolde gelişmeler olduğunu belirtmişler, ancak uzun dönem sonuçlarının hala belirsiz göstermişlerdir (21).

Resnik ve ark. yapmış oldukları çalışmada SGU'nı üst ekstremitte protezlerinin kullanımını bireylere öğretmek için kullanmışlardır. Yaptıkları vaka çalışmasında çok tekrar sayılarına ulaşmayı SGU ile sağlamışlardır. Ampute rehabilitasyonu sürecinde SGU'nun üst ekstremitte amputasyonu geçirmiş bireylerde protez kullanımının öğrenilmesinde etkili bir araç olduğunu göstermişlerdir (22).

Literatürde yapılan çalışmalarda birey kendisini ekranda avatar olarak bir bütün şeklinde görmektedir. Bu durumda fantom hissi ve ağrısı üzerinde etkili olduğu gösterilmiştir (18, 131).

2.4.4. Kinect X Box Ekipmanları

Mikrosoft tarafından Kasım 2010 yılında geliştirilen Kinect X Box 360 oyun konsolu harekete duyarlı sensörü olan bir cihazdır (132). Bu cihaz, herhangi bir oyun kumandasına veya aparatına fiziksel olarak dokunmayı gerektirmeksizin oyunu ve

uygulamaları kontrol edebilmeyi sağlar. Kinect bireylerin vücut hareketlerini, işaretlerini ve sesli emirlerini kullanarak doğal bir arayüz aracılığı ile bunu başarır. Cihaz, oyun konsolu aracılığı ile başlatılabilmektedir (Şekil 2.3) (133, 134).



Şekil 2.3. Kinect X Box Oyun Konsolu

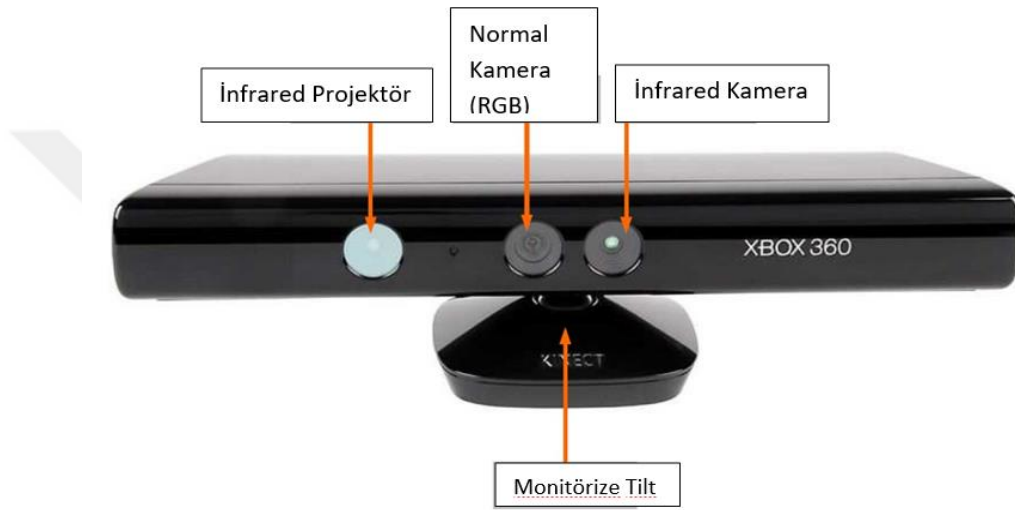
TV ünitesi önüne konumlandırılan aparat, bireyin hareketlerini algılayan sensör içermektedir. Sensör, oyun başlamadan önce odada bulunan eşyaların yerini ve bireyin TV önündeki konumunu değerlendirebilmektedir. Bu değerlendirme sonuç olarak oyunun kontrolünü daha iyi sağlayabilmesi için bireyi yönlendirebilmektedir. Bazı oyunlarda da eşyaların hareket ettirilmesi gerektiğini söylemekte ve eşyalar kaldırılmadan oyun başlamamaktadır. Sanal gerçeklik ortamı televizyona yüksek çözünürlüklü çoklu ortam ara yüzü (HDMI) kablosu ile aktarılmaktadır (123).

Cihazın sahip olduğu kumanda sadece oyunları ayarlamak amacıyla kullanılmaktadır. Kumanda ile ayarlanan oyunun başlayabilmesi için kinect cihazının bireyi algılaması sonrasında zıplama, baş üzerine elini kaldırma ve dirsek 90 derece fleksiyonda iken kolun iç rotasyonu vb. anahtar hareketlerin yapılması gerekmektedir.

Hareket sensörü bireyin vücut hareketlerini ekrana yansıtırken üç eksenli bir ivmeölçer kullanır. Oyun sırasında tıpkı gerçek dünyadaki gibi total vücut hareketlerini kullanmak gerekir. Aktiviteler sırasında ekranda oluşan geribildirimler

kişide otokontrol sağlar. Rehabilitasyonda bireyi değerlendirme ve bireysel özelliklerine göre farklı alanlarda egzersiz yapmaya olanak sağlar (117, 135) .

Kinect X Box 360; sensör bar, oyun konsolu ve kumandadan oluşmaktadır. Sensör Bar; harekete duyarlı sensörleri içerir. TV ile egzersiz yapılacak ise TV'nin altına ya da önüne, duvara yansıtılacak ise görüntü bireyin yaklaşık 1,8 feet yani 3 mt karşısına duvara monte edilir. Yapılan hareketler algılanır ve ana kasaya gönderilir (Şekil 2.4.) (134).



Şekil 2.4. Kinect X Box Sensör Bar

Ekranda avatar hareketleri gerçekleştirir ve oyun içerisinde hareket sağlanır. Doğru zamanda ve doğru hareketler ile oyun içerisindeki senaryoda ilerleme kaydedilir. Bireyin başarısı süre veya puanlarla oyun sonunda belirtilmektedir (133).

Bu bağlamda sanal gerçeklik uygulamalarının fizyoterapi ve rehabilitasyon sürecinde yer alabileceği ve olumlu katkı yapacağı öngörülmektedir. Transtibial amputasyonu olan bireylerde ağırlık aktarma, kinezyofobi, yaşam kalitesi, performans, denge, proteze uyum, depresyon ve yürüyüş parametreleri üzerindeki etkileri çalışmamız ile ortaya konulacağı düşünülmektedir.

3. BİREYLER ve YÖNTEM

Çalışmaya başlamadan önce, Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmaları Etik Kurulu'na başvurulmuş, çalışmanın yapılmasında etik açıdan bir sakınca olmadığına dair GO 16/283-38 karar numaralı izin alınarak çalışmalara başlanmıştır.

3.1. Bireyler

Çalışmaya dahil edilecek bireyler güç analizi ile %90 güçle 20 olarak belirlenmiştir. Transtibial amputasyonu olan bireylere, 4 hafta boyunca Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü Protez Ortez Ünite'sinde, Bilim Ortez Protez Uygulama Merkezi'nde, Göreme Protez Uygulama Merkezi'nde uzman fizyoterapist tarafından eğitim verilmiştir.

Her hastadan araştırmaya katılmayı kabul ettiklerine dair aydınlatılmış onam formu alınmıştır. En az 1 yıl süreyle aktif vakum sistemli, karbon ayaklı protez kullanan transtibial amputeler çalışmaya alınmıştır. Aktif vakum sistemli, transtibial protez kullanan bireyler randomize olarak iki gruba ayrılmıştır. Her iki gruba da protez uygulaması öncesi değerlendirme yapılmıştır. Bir gruba; 4 haftalık standart fizyoterapi yöntemleri (protez eğitimi) uygulanmış, uygulamayı takiben değerlendirilmiştir. İkinci gruba, 4 haftalık sanal gerçeklik uygulamaları tatbik edilmiş, sonrasında değerlendirmeler tekrarlanmıştır. İkinci gruptaki bireyler amputasyon sonrası dönemlerinde klasik fizyoterapi ve rehabilitasyon uygulamaları almıştır.

Çalışmamızın dahil edilme kriterleri; çalışma hakkında detaylı bilgi verildikten sonra bireyin çalışmaya katılmaya gönüllü olması, transtibial ve unilateral amputasyonu bulunması, stabil güdüğe sahip olması, en az 1 yıl protez kullanması, 18-65 yaş arasında olması, en az 15 dk bağımsız yürüyebilmesi, standart transtibial güdük boyuna sahip olması, test ve değerlendirmeleri anlayabilecek kooperasyonu bulunması olarak belirlenmiştir.

Çalışmaya dahil edilmeme kriterleri ise; yürüyüşü ve diğer aktiviteleri engelleyecek şekilde; kas kısıtlılığı, eklem hareket kısıtlılığı ve güdükte fantom ağrısı bulunması, amputasyon dışında yürüyüşünü etkileyebilecek herhangi bir rahatsızlık veya sistemik sağlık problemi varlığı ve sanal gerçeklik uygulamalarına katılımını

engelleyecek görme problemi varlığı, yürüme yardımcısı kullanması olarak belirlenmiştir.

3.2. Yöntem

Tüm bireyler çalışmaya başlamadan önce içerik hakkında bilgilendirildi ve aydınlatılmış onam formlarını imzaladıktan sonra çalışmaya dahil edildi.

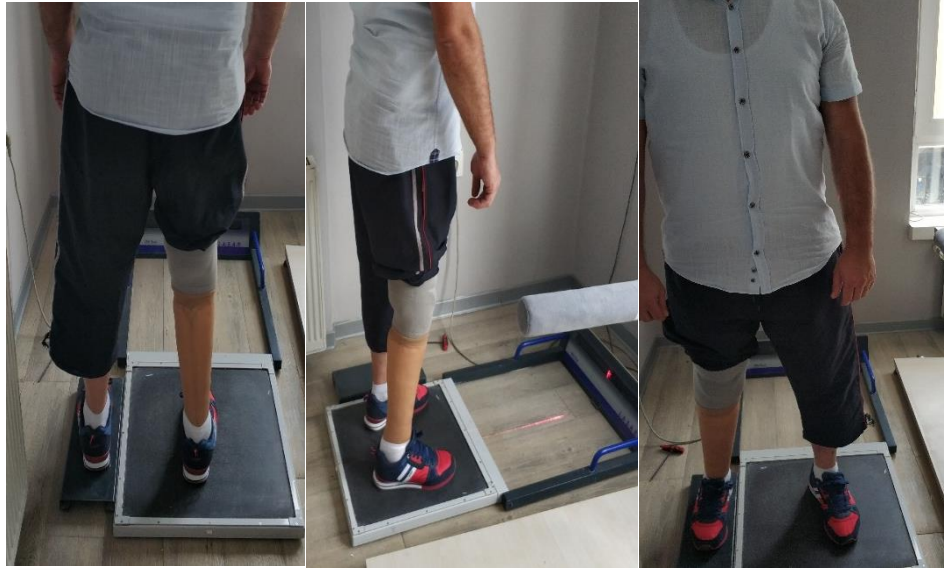
Değerlendirmelerden önce bireylerin yaş, boy, vücut ağırlığı, vücut kütle indeksi, özgeçmişleri, soy geçmişleri, amputasyon nedenleri, amputasyon tarihleri, amputasyon geçirdikleri tarafları, protez kullanım süreleri, güdük boyları kaydedildi. Tüm bireyler en az 1 yıldır total temaslı soket ve aktif vakum sistemi kullanmaktaydı.

Bireylere yapılan tüm değerlendirmeler her iki grupta tedavi öncesi, tedavinin 1. haftasında, tedavinin 2. haftasında, tedavinin 3. haftasında ve tedavinin 4. haftasında yapılan değerlendirmelerle karşılaştırıldı.

3.2.1. Değerlendirmeler

1. Ağırlık Aktarma Miktarı Değerlendirmesi

Bireylerin ağırlık aktarma miktarları LASAR postür cihazıyla belirlendi (71, 136, 137). Bu cihazda hasta bir ayağı cihaz üzerinde iken diğer ayak aynı yüksekliğe sahip hemen yanındaki platform üzerine konumlanır. Böylece protezli ekstremita ve sağlam bacak üzerine binen vücut ağırlığı belirlenmiş olur (Şekil 3.1.) (71, 137).



Şekil 3.1. LASAR Postür Cihazı

1997 yılında Bluementrit ve ark. yapmış oldukları araştırma ile LASAR postür cihazını transtibial amputasyonu olan bireylerde dizilimi sağlamak amacıyla kullanılabileceğini göstermişlerdir (71).

2. Yaşam Kalitesi Değerlendirilmesi

1987 yılında Ware tarafından geliştirilen SF-36 (8 alt başlık ile totalde 36 soru), genellikle sağlıkla ilişkili yaşam kalitesi değerlendirmelerinde yaygın kullanılan bir ankettir (138). Türkçe versiyonu ve geçerlilik-güvenilirlik çalışması 1999 yılında Koçyiğit ve ark. tarafından yapılmıştır (73).

Fiziksel fonksiyon, fiziksel rol güçlüğü, vücut ağrısı, genel sağlık, duygusal durumu, sosyal fonksiyonu, mental sağlık ve canlılık başlıkları altında veriler elde edilmektedir. Bazı sorular kapalı uçlu, bazıları ordinal verilerden oluşan değerlendirmeleri içerir. Bireylerin genel iyilik halini ve fonksiyonel durumunu değerlendirmektedir. Yüksek skorlar daha iyi yaşam kalitesine sahip olduğunu göstermektedir. Literatürde amputelerle yapılan çalışmalar mevcuttur (139, 140).

3. Kinezyofobi Değerlendirilmesi

Artan ağrı algısı sonucu kişi hareket etmekten korkar ve ağrı ile başa çıkmada kaçınma veya yüzleşme cevabı gösterir. Kaçınma, korku ile artış gösterir. Kori ve arkadaşları 1990'da kinezyofobi terimini kullanmışlardır (141). 1991 yılında Miller ve

ark. hareket ve korku kaçınmanın belirlenmesi için Tampa Skalası'nı yayınlamışlardır (142). Tunca Yılmaz Ö. ve ark. ise 2011 yılında anketin Türkçe geçerlilik ve güvenilirlik çalışmasını yapmışlardır (143). Akut ve kronik bel ağrısı, fibromiyalji, kas iskelet sistemi yaralanmaları ve whiplash ile ilişkili hastalıklar için bu skala geliştirilmiştir. Amputasyon sonrasında da ağrıya bağlı korku kaçınma olabileceği ve bu anketin kullanılabileceği literatürdeki çalışmalarda gösterilmiştir (144, 145).

Tampa Skalası, 17 soruluk bir anketten oluşur ve ölçekte 4 puanlık Likert puanlaması (1= Kesinlikle katılmıyorum, 4= Tamamen katılıyorum) kullanılmaktadır. 4, 8, 12 ve 16. maddenin ters çevrilmesinden sonra total bir puan hesaplanmaktadır. Kişi 17-68 arasında total bir skor almaktadır. Ölçekte kişinin aldığı puanın yüksek oluşu kinezyofobisinin de yüksek olduğunu göstermektedir (143).

4. Performans Değerlendirmesi

6 Dakikalık Yürüme Testi (6DYT), aerobik egzersiz kapasitesi ve performansı belirlemek amacıyla kullanılan bir testtir. 2008 yılında Lin ve ark bu testin TT amputelerde geçerli ve güvenilir bir test olduğunu göstermişlerdir (76).

Katılımcıların, 15 metrelik protez uygulama merkezinin koridorunda altı dakika süresince kendi yürüme tempolarında olabildiğince hızlı yürümeleri istendi. Test sırasında fizyoterapist amputeyi görebileceği sabit bir noktadan hastayı yönlendirdi ve 30 saniyede bir hastayı cesaretlendirecek “çok iyi gidiyorsunuz” veya “gayet güzel, devam edin” standart ifadelerini kullandı. Bunun dışında başka bir ifade kullanılmadı. Test sonrasında 6 dakika yürüme mesafesi kaydedildi.

5. Denge Değerlendirmesi

Tek ayak üzerinde denge testi 1965 yılında Freeman ve ark. tarafından geliştirilmiştir (146). TT amputasyonu olan bireylerde ayak ve ayak bileği kaybına bağlı propriosepsiyon ve denge kayıpları görülmektedir (147). Bireylerin denge kayıplarını göstermek amacıyla tek ayak denge testi kullanılmıştır (148).

Bireyden diğer taraf diz fleksiyonda olacak ve zemin ile teması kesilene kadar kalça-diz fleksiyonu yapması istenmiştir. Herhangi bir yerden destek almadan karşısındaki duvar üzerinde bir noktaya gözlerini sabitleyerek tek ayak üzerinde durması istenmiştir. Dengesini kaybetmeye başlayıp havadaki ekstremitelerini yere

değdirene kadar geçen süre kaydedilmiştir. Bu test üç kez her iki tarafta da tekrarlanmış ve ortalaması kaydedilmiştir (149).

6. Proteze Uyum ve Protez Adaptasyonu Değerlendirmesi

Amputelerde protez memnuniyeti ve proteze uyum düzeyini belirlemek üzere geliştirilen çok yönlü bir değerlendirme aracı olan Trinity Amputasyon ve Protez Deneyim Ölçeği'nin (TAPES) Türkçe versiyonu katılımcılar tarafından doldurulmuştur. Psikososyal uyum alt bölümü 5 seviyeli likert skalası ile skorlanmaktadır. Bu alandan toplam elde edilebilecek skor 5-75 arasında değişmektedir ve yüksek skor uyum seviyesinin daha yüksek olduğunu gösterir. Aktivite kısıtlaması alt bölümü 3 seviyeli likert skalası ile skorlanmaktadır. Bu alandan elde edilebilecek skor 12- 36 arasında değişmektedir ve yüksek skor aktivite kısıtlamasının yüksek olduğunu gösterir. Protez ile memnuniyet alt bölümü 5 seviyeli likert skalası ile skorlanmaktadır. Bu alandan elde edilebilecek skor 10- 50 arasında değişmektedir ve yüksek skor protez ile memnuniyetin yüksek olduğunu gösterir (74, 150).

7. Depresyon Değerlendirmesi

Beck tarafından 1961'de geliştirilen ve ülkemizde geçerlik ve güvenirlik çalışmaları Teğin ve Hisli tarafından yapılan Beck Depresyon Ölçeği karamsarlık, başarısızlık duygusu, doyum almama, suçluluk duyguları, huzursuzluk, yorgunluk, iştah azalması, kararsızlık, uyku bozukluğu, sosyal çekilme gibi depresif belirtilere ilişkin 21 maddeden oluşmaktadır. Her madde depresyona özgü bir davranışı belirleyen dört dereceli kendini değerlendirme ifadesini içermektedir. Yüksek skorlar daha yüksek depresyon durumunu göstermektedir (151, 152).

8. Yürüyüş Zaman-Mesafe Parametreleri Değerlendirmesi

Yürüyüş zaman-mesafe parametreleri iki yöntem kullanılarak ölçülmüştür. Bunlar; Giyilebilir biyometrik cihaz ve ayak izi yöntemidir. Teknolojinin gelişimi ile kullanımı yaygınlaşan giyilebilir biyometrik cihazlar, günlük yaşamdaki aktivitelerde yapılan ölçümler ile geçerli ve güvenli ekipmanlar olarak hayatımıza girmiştir. 2015

yılında Montes ve ark. tarafından yapılan çalışmada yürüme parametreleri için geçerli bir sistem olduğu vurgulanmıştır (153) (Şekil 3.2).



Şekil 3.2. Giyilebilir Biyometrik Cihaz ve Uygulaması

Bireyin 6DYT sırasında cihazı giymesi ve yürümesi istenmiştir. Test sırasında kaydedilen veriler, önceden cep telefonuna indirilen uygulamaya bluetooth ile yansımaktadır.

Yürüyüşün zaman-mesafe parametreleri değerlendirmesi için ayak izi yöntemiyle yürüyüş analizi yapıldı (15). 10 m'lik pudralı zeminde kişiler kendi seçtikleri hızlarda yürütülerek ayak izleri elde edildi. Başlangıçtaki ve bitişteki 2 m çıkarılarak ortadaki 6 m'lik alandaki adımlar üzerinden analiz gerçekleştirildi. Bu yöntem ile sağlam taraf adım uzunluğu, ampute taraf adım uzunluğu, çift adım uzunluğu, destek yüzeyi ve yürüyüş hızı (m/sn) tespit edildi. Literatürde SGU sonrasında yürüyüşün etkilenme düzeyinin belirlenmesinde en çok yürüyüş hızı, adım uzunlukları simetrileri değerlendirilmiştir (154). SFY sonrasında ise yürüyüşte en çok

ağırlık aktarma, adım uzunluklarındaki simetrileri ve adım genişliklerindeki değişimler değerlendirilmiştir (16, 155, 156).

3.2.2. Uygulamalar

1. Sanal Gerçeklik Uygulaması (SGU)

Başlangıç değerlendirmeleri sonrasında bireyler ilk seansta sadece değerlendirildi. Sonrasında haftada 3 gün ve 4 hafta boyunca SGU ile aynı fizyoterapist tarafından tedaviye alındı. Her hafta değerlendirmeler tekrarlandı. X Box konsoluyla beraber kullanılan programlarda kayak, futbol, 100 m koşu, rafting vb. aktiviteleri bireylere yaklaşık 45 dk.-60 dk. olacak şekilde uygulandı. İlk 10 dk. ve son 10 dk. aktivitelerde daha çok kolay ve el-göz koordinasyonunu içeren oyunlar tercih edildi. Böylece başlangıçta 10 dk. ısınma ve son 10 dk. soğuma egzersizleri uygulanmış oldu. Tüm bireylere aynı program uygulandı, ilerleyen dönemlerde oyunların süresi bireyin yorgunluğu doğrultusunda arttırıldı. Egzersizin sonlarına doğru Modifiye Borg Skalası (MBS) uygulanarak egzersizin yoğunluğu bireyin yorgunluk düzeyine göre belirlendi. MBS'na göre 7 ve üzeri puan alanlarda soğumaya geçildi (Şekil 3.3)

0- yok
0.5- zorlukla fark edilebilir düzeyde
1- çok hafif
2- hafif
3- orta
4- biraz ciddi
5- ciddi
6- 5 ile 7 arası
7- çok ciddi
8- 7 ile 9 arası
9- çok çok ciddi
10- en şiddetli

Şekil 3.3. Modifiye Borg Skalası (MBS)

X Box oyunları içerisinde tercih edilen ısınma oyununda hedefe yönelik omuz ve kalça fleksiyonu, gövde rotasyonları, gövde lateral fleksiyonu, smaç atma, top yakalama vb. aktiviteler bulunur (Şekil 3.4).



Şekil 3.4. Isınma ve soğuma programlarında kullanılan oyun

Kayak aktivitesi, ampute bireyin protezli ve sağlam tarafa ağırlık aktarması, çömelme, bilateral kol fleksiyonu ve abduksiyonu, vücut ağırlığını kontrol altına alarak sağa-sola adım alma ve zıplama aktivitesini içermektedir.

Futbol oynama ise protezli ve sağlam taraf ayak ile topa vurma, ağırlık aktarma, diz fleksiyonu, sağa-sola adım alma, gövde rotasyonu ve lateral fleksiyonu, zıplama, kalça fleksiyonu ve abduksiyonu aktivitelerini içermektedir (Şekil 3.5).

Bu aktiviteler ile bireyin protezli taraf ekstremitelerinin kuvvetlenmesi, dengesinin gelişmesi, reaksiyon zamanlarının hızlanması, ağırlık aktarmanın dengelenmesi ve el- göz koordinasyonlarının da artması beklenmektedir.



Şekil 3.5. X Box Futbol Oyunu

2. Standart Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Yöntemleri

Çalışmamıza dahil edilen bireylere, prostetik ve sosyal yaşama geri dönüş ve mesleki rehabilitasyon yöntemleri uygulandı. Bireyler araştırmaya dahil edildikten sonra genel bir değerlendirmeye tabi tutulup, bireyin ihtiyaç ve sorunlarına öncelik verilerek rehabilitasyon sürecinde ilerleme kaydedildi.

Bireyin ihtiyacı doğrultusunda dengeye yönelik egzersizler, vücut ağırlığını dengeli şekilde aktarma eğitimi, normal yürüyüş eğitimleri, eğimli zeminde yürüme eğitimleri, engelli yüzeylerde yürüme, rekreasyonel aktiviteleri için spesifik

hareketlere yönelik egzersizler üzerinde çalışıldı. Güdük, gövde, alt ve üst ekstremit  kaslarını kuvvetlendirmeye yönelik egzersizler bireye tedavi süresince 4 hafta boyunca haftada 3 gün uygulandı.

Futbol ve bahçe işleri vb. rekreasyonel aktiviteler için bireylere denge, enduranslarını arttırmaya yönelik, güdük, gövde, alt ve üst ekstremit  kasları için kuvvetlendirme programları konusunda bireye ev programları önerildi (şekil 3.6).



şekil 3.6. Transtibial Amputede Kasları Kuvvetlendirme Egzersizleri

Katılımcılar haftada 3 kez merkeze çağırıldı ve önerilen standart fizyoterapi ve rehabilitasyon yöntemleri kontrol edildi. Bireylerin önerilen yöntemleri hatırlayabilmeleri adına ev programlarının yer aldığı egzersiz broşürleri verildi.

3. İstatistiksel Analizler

Araştırmada kullanılacak istatistiksel analizler SPSS 18.0 paket programı ile yapıldı. Kaç bireyin araştırmaya dahil edileceği power analizi ile belirlendi. Değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu görsel (histogram ve olasılık grafikleri) ve analitik yöntemlerle (Kolmogorov- Smirnov/ Shapiro- Wilk testleri) kullanılarak incelendi. Parametrik test koşulları yerine gelmediği için non-parametrik koşullarda parametreler için zamanla değişim istatistiksel olarak anlamlılığı Friedman Testi kullanılarak incelendi. Gereği halinde grup içi ikili karşılaştırmalar Wilcoxon Testi kullanılarak yapıldı. Gruplar arası ikili karşılaştırmalar Mann Whitney U testi kullanıldı. İstatistiksel anlamlılık için toplam Tip 1 hata düzeyi %5 olarak kullanıldı.

4. BULGULAR

TT amputasyonu olan 20 ampute rastgele örnekleme yöntemlerinden yazı tura yöntemi ile iki gruba ayrıldı. Birinci gruba; haftada 3 gün olacak şekilde 4 hafta boyunca sanal gerçeklik uygulamaları uzman fizyoterapist kontrolünde yapıldı. İkinci gruba; haftada 3 gün 4 hafta boyunca standart fizyoterapi yöntemleri uzman fizyoterapist kontrolünde uygulandı. Tüm değerlendirmeler ve uygulamalar aynı fizyoterapist tarafından uygulandı.

Çalışmaya dahil edilen bireylerin yaş aralığı 18-65 olup, yaş, VKİ, protez kullanım süreleri, güdük boyları açısından iki grup arasında bir farkın olmadığı görülmüştür ($p>0,05$) (Tablo 4.1).

Tablo 4.1. Bireylerin Demografik Verileri.

Demografik Veriler	SGU X $\pm$ SS	SFY X $\pm$ SS	z	p
Yaş(yıl)	34,90 $\pm$ 9,26	38,10 $\pm$ 13,42	-,947	0,344
Vücut Kitle İndeksi (kg/m ²)	26,63 $\pm$ 3,93	26,34 $\pm$ 3,90	-,302	0,762
Protez kullanım süreleri(yıl)	8,85 $\pm$ 5,32	10,70 $\pm$ 13,42	-,685	0,494
Güdük boyları(cm)	12,65 $\pm$ 1,02	13,35 $\pm$ 2,32	-,039	0,939

SGU: Sanal Gerçeklik Uygulamaları, SFY: Standart Fizyoterapi Yöntemleri

Bireylerin sistemik hastalıkları, geçirdikleri amputasyonun nedenleri ve ampute tarafları ile ilgili bireysel özellikleri incelendi (Tablo 4.2).

Tablo 4.2. Bireylerin Kişisel Özelliklerinin Gruplara Göre Dağılımı (n=20)

		SGU n(%)	SFY n(%)
Amputasyon Nedeni	Tümör	0(0)	2(20)
	Travma	5(50)	7(70)
	Diyabetes Mellitus	3(30)	0(0)
	Burger Hastalığı	2(20)	1(10)
Sistemik Hastalıklar	Hipertansiyon	2(20)	0(0)
	Diyabetes Mellitus	3(30)	2(20)
	Yok	5(50)	8(80)
Ampute Tarafları	Sol	4(40)	2(20)
	Sağ	6(60)	8(80)

SGU: Sanal Gerçeklik Uygulamaları, SFY: Standart Fizyoterapi Yöntemleri

Bireylerin her iki alt ekstremitte üzerine aktarılan ağırlık miktarları her iki grupta da tedavi sonrası, tedavi öncesine göre azalma gösterdi. SFY ve SGU arasında tedavi öncesi ($p_{t.ö.}=0,940$) ve tedavi sonrası ($p_{t.s.}=0,646$) arasında fark yoktu. İstatistiksel olarak anlamlı farklılık her iki grupta da görüldü ($p_{sfg}=0,018$, $p_{sgu}=0,007$) (Tablo 4.3, Tablo 4.4).

Tablo 4.3. Gruplara Göre Ağırlık Aktarma Farklarının Karşılaştırılması (n=20)

Ağırlık Aktarma (kg)	Tedavi Öncesi	Tedavi Sonrası	Wilcoxon	
	X±SS	X±SS	z	p
Sanal Gerçeklik Uygulamaları	10,15±4,77	6,10±3,41	-2,677	0,007*
Standart Fizyoterapi Yöntemleri	12,50±11,22	9,90±9,69	-2,375	0,018*

*p<0.05

Tablo 4.4. Gruplar Arası Ağırlık Aktarma Farklarının Karşılaştırılması (n=20)

Ağırlık Aktarma (kg)	Sanal Gerçeklik Uygulamaları	Standart Fizyoterapi Yöntemleri	Mann Whitney U Testi		
	X±SS	X±SS	U	z	p
Tedavi Öncesi	10,15±4,77	12,50±11,22	49.00	-0,076	0,940
Tedavi Sonrası	6,10±3,41	9,90±9,69	44.00	-0,460	0,646

Bireylerin yaşam kalitesi skorları (SF-36) SGU grubunda sadece ağrı alt başlığında tedavi sonrası, tedavi öncesine göre anlamlı azalma gösterdi ($p<0,042$). SGU grubunda fiziksel fonksiyon, fiziksel rol güçlüğü, sosyal işlevsellik, mental sağlık, vitalite, genel sağlık algısı, ruhsal sağlık alt başlıklarda herhangi bir değişiklik bulunamadı ($p>0,05$). SFY grubunda tüm alt başlıklarda tedavi öncesi ve sonrası arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunamadı ($p>0,05$). SFY ve SGU arasında tedavi öncesi tüm alt parametrelerde ve tedavi sonrası tüm alt parametrelerde arasında fark yoktu. İstatistiksel olarak anlamlı farklılık her iki grupta da bulunamadı ($p>0,05$) (Tablo 4.5-4.20).

Tablo 4.5. Grup İçi Fiziksel Fonksiyon Karşılaştırılması (n=20)

Fiziksel Fonksiyon	Tedavi Öncesi	Tedavi Sonrası	Wilcoxon	
	X±SS	X±SS	z	p
Sanal Gerçeklik Uygulamaları	56,64±25,89	58,15±24,89	-1,363	0,173
Standart Fizyoterapi Yöntemleri	47,21±22,26	49,14±22,42	-1,007	0,314

Tablo 4.6. Gruplar Arası Fiziksel Fonksiyon Karşılaştırılması (n=20)

Fiziksel Fonksiyon	Sanal Gerçeklik Uygulamaları	Standart Fizyoterapi Yöntemleri	Mann Whitney U Testi		
	X±SS	X±SS	U	z	p
Tedavi Öncesi	56,64±25,89	47,21±22,26	39,50	-	0,426
Tedavi Sonrası	58,15±24,89	49,14±22,42	40,50	-	0,471

Tablo 4.7. Grup İçi Fiziksel Rol Güçlüğü Karşılaştırılması (n=20)

Fiziksel Rol Güçlüğü	Tedavi Öncesi	Tedavi Sonrası	Wilcoxon	
	X±SS	X±SS	z	p
Sanal Gerçeklik Uygulamaları	52,50±47,79	51,70±46,97	-1,000	0,317
Standart Fizyoterapi Yöntemleri	65,00±45,94	70,00±42,16	-1,414	0,157

Tablo 4.8. Gruplar Arası Fiziksel Rol Güçlüğü Karşılaştırılması (n=20)

Fiziksel Rol Güçlüğü	Sanal Gerçeklik Uygulamaları	Standart Fizyoterapi Yöntemleri	Mann Whitney U Testi		
	X±SS	X±SS	U	z	p
Tedavi Öncesi	52,50±47,79	65,00±45,94	40,00	-0,820	0,412
Tedavi Sonrası	51,70±46,97	70,00±42,16	36,00	-1,128	0,259

Tablo 4.9. Grup İçi Sosyal İşlevsellik Karşılaştırılması (n=20)

Sosyal İşlevsellik	Tedavi Öncesi	Tedavi Sonrası	Wilcoxon	
	X±SS	X±SS	z	p
Sanal Gerçeklik Uygulamaları	64,00±24,75	66,50±23,89	-0,736	0,461
Standart Fizyoterapi Yöntemleri	70,00±21,40	70,00±21,40	0,000	1,00

Tablo 4.10. Gruplar Arası Sosyal İşlevsellik Karşılaştırılması (n=20)

Sosyal İşlevsellik	Sanal Gerçeklik Uygulamaları	Standart Fizyoterapi Yöntemleri	Mann Whitney U Testi		
	X±SS	X±SS	U	z	p
Tedavi Öncesi	64,00±24,75	70,00±21,40	46,00	-0,307	0,759
Tedavi Sonrası	66,50±23,89	70,00±21,40	49,00	-0,076	0,939

Tablo 4.11. Grup İçi Mental Sağlık Karşılaştırılması (n=20)

Mental Sağlık	Tedavi Öncesi	Tedavi Sonrası	Wilcoxon	
	X±SS	X±SS	z	p
Sanal Gerçeklik Uygulamaları	70,80±13,86	71,95±12,72	-0,535	0,593
Standart Fizyoterapi Yöntemleri	72,00±15,31	75,60±14,57	-2,197	0,028*

*p<0,05

Tablo 4.12. Gruplar Arası Mental Sağlık Karşılaştırılması (n=20)

Mental Sağlık	Sanal Gerçeklik Uygulamaları	Standart Fizyoterapi Yöntemleri	Mann Whitney U Testi		
	X±SS	X±SS	U	z	p
Tedavi Öncesi	70,80±13,86	72,00±15,31	48,00	-0,152	0,879
Tedavi Sonrası	71,95±12,72	75,60±14,57	45,00	-0,379	0,705

Tablo 4.13. Grup İçi Vitalite Karşılaştırılması (n=20)

Vitalite	Tedavi Öncesi	Tedavi Sonrası	Wilcoxon	
	X±SS	X±SS	z	p
Sanal Gerçeklik Uygulamaları	58,50±23,45	63,70±15,92	-1,826	0,068
Standart Fizyoterapi Yöntemleri	64,00±17,44	64,00±17,44	0,000	1,00

Tablo 4.14. Gruplar Arası Vitalite Karşılaştırılması (n=20)

Vitalite	Sanal Gerçeklik Uygulamaları	Standart Fizyoterapi Yöntemleri	Mann Whitney U Testi		
	X±SS	X±SS	U	z	p
Tedavi Öncesi	58,50±23,45	64,00±17,44	45,00	-0,381	0,704
Tedavi Sonrası	63,70±15,92	64,00±17,44	47,50	-0,181	0,849

Tablo 4.15. Grup İçi Ağrı Karşılaştırılması (n=20)

Ağrı	Tedavi Öncesi	Tedavi Sonrası	Wilcoxon	
	X±SS	X±SS	z	p
Sanal Gerçeklik Uygulamaları	72,75±32,66	75,50±28,37	-1,633	0,102
Standart Fizyoterapi Yöntemleri	76,00±25,95	79,50±23,41	-2,032	0,042*

*p<0.05

Tablo 4.16. Gruplar Arası Ağrı Karşılaştırılması (n=20)

Ağrı	Sanal Gerçeklik Uygulamaları	Standart Fizyoterapi Yöntemleri	Mann Whitney U Testi		
	X±SS	X±SS	U	z	p
Tedavi Öncesi	72,75±32,66	76,00±25,95	48,50	-0,116	0,907
Tedavi Sonrası	75,50±28,37	79,50±23,41	48,00	-0,157	0,876

Tablo 4.17. Grup İçi Genel Sağlık Algısı Karşılaştırılması (n=20)

Genel Sağlık Algısı	Tedavi Öncesi	Tedavi Sonrası	Wilcoxon	
	X±SS	X±SS	z	p
Sanal Gerçeklik Uygulamaları	64,20±9,53	64,90±8,96	-1,342	0,180
Standart Fizyoterapi Yöntemleri	67,40±16,25	68,00±18,28	-2,032	0,042

Tablo 4.18. Gruplar Arası Genel Sağlık Algısı Karşılaştırılması (n=20)

Genel Sağlık Algısı	Sanal Gerçeklik Uygulamaları	Standart Fizyoterapi Yöntemleri	Mann Whitney U Testi		
	X±SS	X±SS	U	z	p
Tedavi Öncesi	64,20±9,53	67,40±16,25	43,50	-	0,500
Tedavi Sonrası	64,90±8,96	68,00±18,28	46,00	-	0,306

Tablo 4.19. Grup İçi Ruhsal Sağlık Karşılaştırılması (n=20)

Ruhsal Sağlık	Tedavi Öncesi	Tedavi Sonrası	Wilcoxon	
	X±SS	X±SS	z	p
Sanal Gerçeklik Uygulamaları	69,99±42,88	72,00±41,57	-1,342	0,180
Standart Fizyoterapi Yöntemleri	63,06±45,66	63,40±45,70	-1,000	0,317

Tablo 4.20. Gruplar Arası Ruhsal Sağlık Karşılaştırılması (n=20)

Ruhsal Sağlık	Sanal Gerçeklik Uygulamaları	Standart Fizyoterapi Yöntemleri	Mann Whitney U Testi		
	X±SS	X±SS	U	z	p
Tedavi Öncesi	69,99±42,88	63,06±45,66	44,50	-0,459	0,646
Tedavi Sonrası	72,00±41,57	63,40±45,70	44,50	-0,459	0,646

Bireylerin kinezyofobi değerleri her iki grupta da zamanla değişim istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p_{\text{sgu}}=0,034$, $p_{\text{sfi}}=0,013$). Bu nedenle grup içerisinde ikili karşılaştırmalar yapıldı. SGU grubunda farklılığı yaratan gruplar tedavi öncesi ve tedavinin 1. Haftasındaki değerlendirme iken, SFY grubunda farklılığı yaratan grup tedavinin 4. Haftasındaki değerlendirme bulundu. SFY ve SGU grupları arasında tüm değerlendirmeler için gruplar arası farka rastlanmadı ($p>0,05$) (Tablo 4.21.).

Tablo 4.21. Bireylerin Gruplararası ve Grup İçi Kinezyofobi Değerleri (n=20).

	Sanal Gerçeklik Uygulamaları	Standart Fizyoterapi Yöntemleri	Mann Whitney U Testi		
Değerlendirmeler	Ort ± SS	Ort ±SS	U	z	p
Tedavi Öncesi	36,60±9,47*	38,00 ±4,54	48,50	-0,114	0,910
1. hafta	35,60±9,65*	37,50 ±4,69	45,00	-0,378	0,705
2. hafta	33,90±9,68	37,10 ±5,17	41,50	-0,644	0,519
3. hafta	31,90±9,21	35,90 ±5,40	38,00	-0,913	0,361
4. hafta	31,10±9,55	35,10 ±4,50*	36,50	-1,023	0,315
Friedman (χ^2/p)	10,43/ 0,034¥	12,75/0,013¥			

*=farklılığı yaratan grup $p<0,05$, SGU: Sanal Gerçeklik Uygulamaları, SFY: Standart Fizyoterapi Yöntemleri

Bireylerin performans durumlarının zamanla değişimi her iki grupta da istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p_{\text{sgu}}<0,001$, $p_{\text{sfi}}=0,001$). Bu nedenle grup içerisinde ikili karşılaştırmalar yapıldı. SGU grubunda farklılığı yaratan gruplar tedavi öncesi, tedavinin 3. Haftasındaki değerlendirme ve tedavinin 4. Haftasındaki değerlendirme iken, SFY grubunda farklılığı yaratan grup tedavi öncesi ve tedavinin

1. Haftasındaki değerlendirme bulundu. SFY ve SGU grupları arasında tüm değerlendirmeler için gruplar arasında tüm gruplarda farka rastlandı ($p<0,05$) (Tablo 4.22.).

Tablo 4.22. Bireylerin Gruplararası ve Grup İçi Performans Değerleri (n=20).

	SGU	SFY	Mann Whitney U Testi		
Değerlendirmeler (sn)	Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS	U	z	p
Tedavi Öncesi	241,21 $\pm$ 73,02*	130,69 $\pm$ 73,44*	12,00	-2,873	0,003¥
1. hafta	327,63 $\pm$ 155,25	147,75 $\pm$ 80,00*	10,00	-3,024	0,002¥
2. hafta	363,63 $\pm$ 160,69	179,50 $\pm$ 122,00	12,00	-2,873	0,003¥
3. hafta	388,70 $\pm$ 161,48*	187,69 $\pm$ 128,02	14,00	-2,721	0,005¥
4. hafta	402,93 $\pm$ 159,31*	190,85 $\pm$ 132,14	14,00	-2,721	0,005¥
Friedman (χ^2/p)	29,36/0,000¥	19,60/0,001¥			

*=farklılığı yaratan grup $p<0,05$, SGU: Sanal Gerçeklik Uygulamaları, SFY: Standart Fizyoterapi Yöntemleri

Bireylerin denge düzeyleri her iki grup için de hem sağlam ekstremitte ($p_{\text{sgu}}=0,008$, $p_{\text{sfi}}=0,004$), hem de protezli ekstremitte ($p_{\text{sgu}}<0,001$, $p_{\text{sfi}}=0,001$) üzerinde denge değerlendirmeleri zamanla değişimi istatistiksel olarak anlamlı bulundu. Bu nedenle grup içerisinde ikili karşılaştırmalar yapıldı. SGU grubunda protezli ekstremitte üzerinde tek ayak dengesi farklılığı yaratan gruplar tedavinin 3. haftasındaki değerlendirme ve tedavinin 4. haftasındaki değerlendirme iken, SFY grubunda farklılığı yaratan gruplar tedavinin öncesi, tedavinin 1. Haftasındaki değerlendirme ve tedavinin 4. haftasındaki değerlendirme olarak bulundu. SFY ve SGU grupları arasında tüm değerlendirmeler için gruplar arasında sadece protezli ekstremitte dengesinde tedavinin 3. ve 4. haftalarındaki değerlendirmede farka rastlandı ($p<0,05$) (Tablo 4.23.).

Tablo 4.23. Bireylerin Gruplar Arası ve Grup İçi Denge Düzeyleri (n=20).

Protezli Ekstremit	Sanal Gerçeklik Uygulamaları	Standart Fizyoterapi Yöntemleri	Mann Whitney U Testi		
Değerlendirmeler (sn)	X± SS	X ±SS	U	z	p
Tedavi Öncesi	3,26±2,21	1,66±1,95*	28,50	-1,638	0,105
1. hafta	4,18±2,18	2,06±2,36*	26,00	-1,839	0,075
2. hafta	4,21±2,47	2,36±2,26	28,00	-1,666	0,096
3. hafta	5,34±2,40*	2,95±1,51	21,00	-2,192	0,029 [¥]
4. hafta	5,67±2,50*	3,47±1,32*	21,00	-2,192	0,029 [¥]
Friedman (χ^2/p)	22,85/0,00 [¥]	17,80/0,001 [¥]			
Sağlam Ekstremit	Sanal Gerçeklik Uygulamaları	Standart Fizyoterapi Yöntemleri	Mann Whitney U Testi		
Değerlendirmeler (sn)	X± SS	X ±SS	U	z	p
Tedavi Öncesi	84,69±104,99	82,11±65,67	41,00	-0,680	0,529
1. hafta	49,24±41,95	79,99±59,95*	37,00	-0,983	0,353
2. hafta	70,59±56,64	95,65±71,89	40,00	-0,756	0,481
3. hafta	72,70±77,29	111,63±78,53	39,00	-0,832	0,436
4. hafta	105,79±112,15*	117,34±82,96*	47,00	-0,227	0,853
Friedman (χ^2/p)	13,84/0,008 [¥]	15,28/0,004 [¥]			

*=farklılığı yaratan grup, [¥] p<0,05

Bireylerin proteze uyum ve protez memnuniyet düzeyleri TAPES anketi ile değerlendirildi. TAPES anketi psikososyal uyum, aktivite kısıtlaması, günlük protez kullanım süresi ve protez memnuniyeti alt başlıkları dikkate alındı. Psikososyal uyum alt başlığı için her iki grupta da zamanla değişim istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p_{\text{sgu}}=0,075$, $p_{\text{sly}}=0,998$). Bu nedenle grup içerisinde ikili karşılaştırmalar yapılmadı. SFY ve SGU grupları arasında tüm değerlendirmeler için gruplar arasında tüm değerlendirmelerde farka rastlanmadı ($p>0,05$) (Tablo 4.24.).

Tablo 4.24. Bireylerin Gruplar Arası ve Grup İçi Psikososyal Uyum Düzeyleri (n=20).

	SGU	SFY	Mann Whitney U Testi		
Değerlendirmeler	Ort ± SS	Ort ±SS	U	z	p
Tedavi Öncesi	45,90±4,14	46,30±5,12	46,00	-0,304	0,796
1. hafta	46,50±4,00	46,30±5,12	50,00	0,000	1,00
2. hafta	46,50±4,00	46,30±5,12	50,00	0,000	1,00
3. hafta	46,70±3,94	46,40±4,85	49,50	-0,038	0,971
4. hafta	47,10±3,60	46,50±4,83	46,00	-0,304	0,796
Friedman (χ^2/p)	8,491/0,075	0,129/0,998			

SGU: Sanal Gerçeklik Uygulamaları, SFY: Standart Fizyoterapi Yöntemleri

Aktivite kısıtlaması alt başlığı için SGU grubunda zamanla değişim istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p_{\text{sgu}}=0,073$), SFY grubunda zamanla değişim istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p_{\text{sfi}}=0,004$). SFY grubu içerisinde ikili karşılaştırmalar yapıldı. Tedavi öncesi değerlendirme diğer değerlendirmelerden farklı bulundu. SFY ve SGU grupları arasında tüm değerlendirmeler için gruplar arasında tüm değerlendirmelerde farka rastlanmadı ($p>0,05$) (Tablo 4.25.).

Tablo 4.25. Bireylerin Gruplararası ve Grup İçi Aktivite Kısıtlamaları (n=20).

	SGU	SFY	Mann Whitney U Testi		
Değerlendirmeler	Ort ± SS	Ort ±SS	U	z	p
Tedavi Öncesi	24,00±5,43	27,60±6,70*	33,50	-1,258	0,218
1. hafta	23,70±5,77	26,90±7,01	36,00	-1,067	0,315
2. hafta	23,70±5,77	26,30±6,42	38,00	-0,915	0,393
3. hafta	23,60±5,83	25,90±5,93	37,50	-0,950	0,353
4. hafta	23,60±5,83	25,60±5,54	38,50	-0,875	0,393
Friedman (χ^2/p)	8,571/0,073	15,507/0,004¥			

SGU: Sanal Gerçeklik Uygulamaları, SFY: Standart Fizyoterapi Yöntemleri, *=farklılığı yaratan grup, ¥ $p<0.05$

Protez memnuniyeti alt başlığı için SGU grubunda zamanla değişim istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p_{\text{sgu}}=0,008$), SFY grubunda zamanla değişim istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p_{\text{sfi}}=0,094$). SGU grubu içerisinde ikili

karşılaştırmalar yapıldı. Tedavinin 4. haftasındaki değerlendirme diğer değerlendirmelerden farklı bulundu. SFY ve SGU grupları arasında için gruplar arasında tüm değerlendirmelerde farka rastlanmadı ($p>0,05$) (Tablo 4.26.).

Tablo 4.26. Bireylerin Gruplararası ve Grup İçi Protez Memnuniyet Düzeyleri (n=20).

	SGU	SFY	Mann Whitney U Testi		
Değerlendirmeler	Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS	U	z	p
Tedavi Öncesi	35,00 $\pm$ 9,87	31,80 $\pm$ 12,26	45,00	-0,379	0,739
1. hafta	35,20 $\pm$ 9,62	31,80 $\pm$ 12,26	45,00	-0,379	0,739
2. hafta	35,70 $\pm$ 9,15	31,80 $\pm$ 12,26	45,00	-0,379	0,739
3. hafta	36,20 $\pm$ 9,16	31,60 $\pm$ 12,18	44,50	-0,417	0,684
4. hafta	36,40 $\pm$ 9,03*	32,10 $\pm$ 12,04	44,00	-0,454	0,684
Friedman (χ^2/p)	13,846/0,008¥	7,922/0,094			

*=farklılığı yaratan grup ; ¥ = $p<0.05$, SGU: Sanal Gerçeklik Uygulamaları, SFY: Standart Fizyoterapi Yöntemleri

TAPES anketi alt başlığı olan günlük protez kullanım süresi hem SGU grubunda hem de SFY grubunda grup içerisinde tedavi öncesi ve sonrası arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamadı ($p>0,05$). Tedavi öncesi ve sonrasında gruplararası farka rastlanmadı ($p>0,05$) (Tablo 4.27.).

Tablo 4.27. Bireylerin Gruplar Arası ve Grup İçi Günlük Protez Kullanım Süreleri (n=20).

	SGU	SFY	Mann Whitney U Testi		
	Ort ± SS	Ort ± SS	U	z	p
Tedavi Öncesi	12,40±4,71	13,80±5,11	40,00	-0,759	0,448
Tedavi Sonrası	12,80±4,39	14,30±4,71	40,50	-0,722	0,470
Wilcoxon(z/p)	-1,414/ 0,157	-1,890/0,059			

SGU: Sanal Gerçeklik Uygulamaları, SFY: Standart Fizyoterapi Yöntemleri

Bireylerin depresyon seviyeleri SFY grubunda grup içi değerlendirmeler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamadı ($p>0,05$). SGU grubunda; grup içi değerlendirmeler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p<0,05$). SGU grubu içerisinde farkın hangi gruptan kaynaklandığını bulmak için ikili karşılaştırmalar yapıldı. Tedavi öncesi ve tedavinin 1. Haftasında yapılan değerlendirmeler farkı ortaya koyan gruplar olarak bulundu ($p<0,05$). Gruplar arası değerler karşılaştırıldığında tüm değerlendirmeler arasında fark bulunamadı ($p>0,05$) (Tablo 4.28.).

Tablo 4.28. Bireylerin Gruplar Arası ve Grup İçi Depresyon Düzeyleri (n=20).

	SGU	SFY	Mann Whitney U Testi		
Değerlendirmeler	Ort ± SS	Ort ± SS	U	z	p
Tedavi Öncesi	14,10 ±18,85*	9,90±9,07	48,50	-0,114	0,910
1. hafta	10,50 ±10,96*	9,10±9,24	45,00	-0,380	0,704
2. hafta	7,60 ±7,32	9,00±9,24	50,00	0,000	1,00
3. hafta	6,50 ±6,43	8,20±9,08	50,00	0,000	1,00
4. hafta	6,50 ±6,43	8,10±9,08	50,00	0,000	1,00
Friedman (χ^2/p)	20,043/ 0,000	9,862/ 0,43			

*=farklılığı yaratan grup ; ¥ = $p<0,05$, SGU: Sanal Gerçeklik Uygulamaları, SFY: Standart Fizyoterapi Yöntemleri

Bireylerin yürüyüşlerinin zaman-mesafe parametreleri; ampute taraf adım uzunluğu, sağlam taraf adım uzunluğu, çift adım uzunluğu, kadans, adım genişliği ve yürüme hızı alt başlıkları ile incelendi. Ampute taraf adım uzunluğu alt başlığına

bakıldığında SFY ve SGU gruplarında grup içi değerlendirmeler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p < 0,05$). Her iki grup içerisinde farkın hangi gruptan kaynaklandığını bulmak için ikili karşılaştırmalar yapıldı. SGU grubunda tedavinin 1. Haftasında yapılan değerlendirme, SFY grubunda da tedavinin 1. Haftasında yapılan değerlendirme ve tedavinin 4. Haftasında yapılan değerlendirmelerin istatistiksel olarak anlamlı farka neden olduğu görüldü. Gruplar arası karşılaştırmalara bakıldığında tüm değerlendirmeler için istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p > 0,05$) (Tablo 4.29.).

Tablo 4.29. Bireylerin Gruplar Arası ve Grup İçi Ampute Taraf Adım Uzunluğu (cm) (n=20).

	SGU	SFY	Mann Whitney U Testi		
Değerlendirmeler	Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS	U	z	p
Tedavi Öncesi	61,00 $\pm$ 11,19	56,52 $\pm$ 10,59	36,50	-1,021	0,307
1. hafta	61,60 $\pm$ 10,51	56,94 $\pm$ 10,80*	34,50	-1,173	0,241
2. hafta	60,90 $\pm$ 10,67	56,39 $\pm$ 10,70	39,00	-0,835	0,404
3. hafta	61,10 $\pm$ 10,32	56,15 $\pm$ 10,87	35,00	-1,143	0,253
4. hafta	60,70 $\pm$ 10,15	55,81 $\pm$ 10,90*	35,00	-1,139	0,255
Friedman (χ^2/p)	9,167/0,057	17,517/0,002¥			

Sağlam taraf adım uzunluğu alt başlığına bakıldığında; SFY ve SGU gruplarında grup içi değerlendirmeler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamadı ($p_{SFY}=0,434$, $p_{SGU}=0,07$). Bu nedenle gruplarda ikili karşılaştırmalar yapılmadı. Yapılan tüm değerlendirmeler gruplar arasında karşılaştırıldığında; iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamadı ($p > 0,05$) (Tablo 4.30.).

Tablo 4.30. Bireylerin Gruplar Arası ve Grup İçi Sağlam Taraf Adım Uzunluğu (cm) (n=20).

	SGU	SFY	Mann Whitney U Testi		
Değerlendirmeler	Ort ± SS	Ort ±SS	U	z	p
Tedavi Öncesi	52,90±14,32	50,91±11,97	40,00	-0,758	0,481
1. hafta	53,20±13,80	50,60±12,14	38,00	-0,910	0,393
2. hafta	53,50±13,75	50,48±12,28	36,00	-1,060	0,315
3. hafta	53,80±13,27	50,69±12,05	37,50	-0,946	0,353
4. hafta	54,10±13,38	51,17±11,86	36,50	-1,022	0,315
Friedman (χ^2/p)	8,678/0,070	3,800/0,434			

SGU: Sanal Gerçeklik Uygulamaları, SFY: Standart Fizyoterapi Yöntemleri

Çift adım uzunluğu alt başlığına bakıldığında; SFY ve SGU gruplarında grup içi değerlendirmeler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamadı ($p_{SFY}=0,575$, $p_{SGU}=0,789$). Bu nedenle gruplarda ikili karşılaştırmalar yapılmadı. Değerlendirmelerin gruplar arasında karşılaştırılmasında; iki grup arasında tedavinin 2., 3. ve 4. haftasında yapılan değerlendirmeler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p<0,05$) (Tablo 4.31.).

Tablo 4.31. Bireylerin Gruplar Arası ve Grup İçi Çift Adım Uzunluğu (cm) (n=20).

	SGU	SFY	Mann Whitney U Testi		
Değerlendirmeler	Ort ± SS	Ort ±SS	U	z	p
Tedavi Öncesi	114,51±22,96	97,73±9,58	26,50	-1,777	0,075
1. hafta	114,90±23,02	97,84±10,27	24,50	-1,928	0,052
2. hafta	117,30±22,36	97,60±9,76	22,50	-2,080	0,035¥
3. hafta	118,70±24,21	97,81±9,74	22,00	-2,117	0,035¥
4. hafta	119,20±24,48	97,67±9,51	19,50	-2,306	0,019¥
Friedman (χ^2/p)	1,711/ 0,789	2,899/0,575			

*=farklılığı yaratan grup, ¥= $p<0,05$, SGU: Sanal Gerçeklik Uygulamaları, SFY: Standart Fizyoterapi Yöntemleri

Kadans, alt başlığına bakıldığında; SFY ve SGU gruplarında grup içi değerlendirmeler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p<0,05$). Her iki

grup içerisinde farkın hangi gruptan kaynaklandığını bulmak için ikili karşılaştırmalar yapıldı. . SGU grubunda tedavinin 1. Haftasında yapılan değerlendirme ve tedavinin 4. Haftasında yapılan değerlendirmelerin ve SFY grubunda tedavinin 1. Haftası ile 2. Haftasında istatistiksel olarak anlamlı farka neden olduğu görüldü ($p<0,05$). Gruplar arası karşılaştırmalara bakıldığında tüm değerlendirmeler için istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p<0,05$) (Tablo 4.32.).

Tablo 4.32. Bireylerin Gruplar Arası ve Grup İçi Kadansı (cm) (n=20).

	SGU	SFY	Mann Whitney U Testi		
Değerlendirmeler	Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS	U	z	p
Tedavi Öncesi	80,20 $\pm$ 20,28*	42,70 $\pm$ 25,66*	13,00	-2,797	0,004¥
1. hafta	97,20 $\pm$ 42,38	46,00 $\pm$ 26,14*	11,50	-2,913	0,002¥
2. hafta	103,85 $\pm$ 42,74	56,80 $\pm$ 39,87	18,00	-2,420	0,015¥
3. hafta	110,43 $\pm$ 43,02	56,90 $\pm$ 39,94	16,00	-2,570	0,009¥
4. hafta	116,37 $\pm$ 45,99*	57,20 $\pm$ 40,75	18,00	-2,421	0,015¥
Friedman (χ^2/p)	20,145/0,000¥	17,420/0,002¥			

*=farklılığı yaratan grup, ¥= $p<0,05$, SGU: Sanal Gerçeklik Uygulamaları, SFY: Standart Fizyoterapi Yöntemleri

Adım genişliği alt başlığına bakıldığında; SFY ve SGU gruplarında grup içi değerlendirmeler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p<0,05$). Her iki grup içerisinde farkın hangi gruptan kaynaklandığını bulmak için ikili karşılaştırmalar yapıldı. SGU grubunda tedavinin 4. Haftasında yapılan değerlendirmede ve SFY grubunda tedavi öncesi ile tedavinin 1. Haftasında yapılan değerlendirmelerde istatistiksel olarak anlamlı farka rastlandı ($p<0,05$). Gruplar arası karşılaştırmada ise tüm değerlendirmelerde farka rastlanmadı ($p>0,05$) (Tablo 4.33.).

Tablo 4.33. Bireylerin Gruplar Arası ve Grup İçi Adım Genişliği (cm) (n=20).

	SGU	SFY	Mann Whitney U Testi		
Değerlendirmeler	Ort ± SS	Ort ±SS	U	z	p
Tedavi Öncesi	31,70±8,94	26,60±8,61*	33,50	-1,249	0,218
1. hafta	31,80±8,90	26,50±8,69*	33,00	-1,291	0,218
2. hafta	31,50±8,92	25,90±8,26	34,00	-1,215	0,247
3. hafta	31,00±8,70	25,40±7,91	32,00	-1,367	0,190
4. hafta	30,30±8,57*	25,00±7,71	31,00	-1,441	0,165
Friedman (χ^2/p)	17,391/ 0,002¥	22,185/0,000¥			

*=farklılığı yaratan grup; ¥ = p<0,05, SGU: Sanal Gerçeklik Uygulamaları, SFY: Standart Fizyoterapi Yöntemleri

Yürüme hızı alt başlığına bakıldığında; SFY ve SGU gruplarında grup içi değerlendirmeler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ($p < 0,05$). Her iki grup içerisinde farkın hangi gruptan kaynaklandığını bulmak için ikili karşılaştırmalar yapıldı. SGU grubunda tedavi öncesi ve tedavinin 1. Haftasında yapılan değerlendirmede ve SFY grubunda tedavi öncesi ile tedavinin 1. Haftasında yapılan değerlendirmelerde istatistiksel olarak anlamlı farka rastlandı ($p < 0,05$). Gruplar arası karşılaştırmada ise tüm değerlendirmelerde farka rastlandı ($p < 0,05$) (Tablo 4.34.).

Tablo 4.34. Bireylerin Gruplar Arası ve Grup İçi Yürüme Hızı (m/cm²) (n=20).

	SGU	SFY	Mann Whitney U Testi		
Değerlendirmeler (m/cm ²)	Ort ± SS	Ort ±SS	U	z	p
Tedavi Öncesi	0,72±0,22*	0,34±0,20*	10,00	-3,026	0,002¥
1. hafta	0,83±0,31*	0,42±0,20*	10,00	-3,026	0,002¥
2. hafta	0,93±0,33	0,49±0,33	12,50	-2,838	0,003¥
3. hafta	1,00±0,38	0,51±0,35	15,00	-2,647	0,007¥
4. hafta	1,03±0,37	0,52±0,36	15,00	-2,648	0,007¥
Friedman (χ^2/p)	14,204/ 0,007¥	17,196/ 0,002¥			

*=farklılığı yaratan grup, ¥= p<0,05, SGU: Sanal Gerçeklik Uygulamaları, SFY: Standart Fizyoterapi Yöntemleri

5. TARTIŞMA

Transtibial amputasyonu olan bireylerde sanal gerçeklik uygulamalarının ağırlık aktarma, yaşam kalitesi, kinezyofobi, performans, denge, proteze uyum, depresyon ve yürüyüş parametreleri üzerine etkisi vardır hipotezimiz doğrulanmıştır. Protezli tarafa ağırlık aktarma, kinezyofobi, performans, denge, depresyon, yürüyüşün zaman ve mesafe parametrelerinde transtibial amputasyonu olan bireylerde sanal gerçeklik uygulamalarının ve standart fizyoterapi yöntemlerinin dört haftalık tedavilerinin sonuçları anlamlı şekilde geliştirdiği görülmüştür.

Çalışmamıza dahil edilen tüm bireyler (n=20) erkektir. Katılımcıların amputasyon tarafları değerlendirildiğinde 14'ünün sağ taraf olduğu görülmüştür.

Konu ile ilgili yapılan çalışmalara bakıldığında yaş ortalamalarının 18-65 yaş aralığında olduğu ve çalışmamızdaki bireylerin yaş ortalamaları ile benzerlik gösterdiği bulunmuştur (19, 157, 158). SGU'nın daha etkin ve aktif bir şekilde kullanılabilmesi ve uygulanabilmesi amacıyla 18-65 yaş arası bireylerin uygun bir yaş aralığı olduğu düşünülmektedir.

Dade ve ark. yapmış oldukları retrospektif derlemede geriatrik amputelerde daha çok periferik vasküler hastalıkların amputasyon nedeni olarak öne çıktığını, gençlerde de daha çok travmatik nedenlerin ilk sırayı aldığını belirtmişlerdir(159).

Amputasyon nedenleri incelendiğindeyse 12 tanesinin travmaya bağlı amputasyon geçirdiği belirlenmiştir. Ülkemizde yapılan çalışmalarda amputasyon nedenleri arasında ilk sırada travmatik nedenlerin geldiği belirlenmiştir (32, 160). Çalışmamızda da amputasyon nedenleri arasında ilk sırayı travmatik nedenlerin aldığı görülmüştür.

Rosenberg ve ark. yapmış oldukları çalışmada VKI ve mobilite ile protez kullanımı arasındaki ilişkiyi değerlendirmişlerdir. Preoperatif dönemde VKI değerleri yüksek olanlarda düşük mobilite düzeyleri ve protez kullanımı ile ilişkili bulmuşlardır. Postoperatif dönemde kilo alınımının engellenmesi ve kilo kaybının sağlanmasının ampute bireylerde ileriye yönelik protez kullanımı açısından önemli olduğunu açıklamışlardır (161).

Sohn ve ark. yapmış oldukları çalışmada obezite ve amputasyon arasındaki ilişkiyi incelemişlerdir. Obez (VKI> 30) kişileri fazla kilolu (25- 29,9) kişilerle

karşılaştırmışlardır. Fazla kilolu kişilere göre, obezite ve amputasyon riski arasında ilişki bulduklarını belirtmişlerdir (162).

Çalışmamızda VKİ'nin bireylerin yürüyüş, denge, performans, yaşam kalitesi gibi parametreleri olumsuz etkilememesi için obez kişiler çalışmaya dahil edilmemiş en çok 26 kg/m^2 'a sahip bireyler çalışmaya dahil edilmiştir. bu değerinde sonuçları etkileyecek bir değer olmadığı bu konuda yapılan çalışmalarla benzerlik gösterdiği tesbit edilmiştir (161, 162).

Literatür incelendiğinde güdük boyunun bireylerin protez kullanımını, yürüyüşleri sırasında tükettikleri enerji miktarlarını, güdükteki atrofi ve kas kuvvetini değiştirebileceği ve etkileyebileceği belirlenmiştir (163, 164).

Çalışmamıza dahil edilen bireylerin ort. güdük boyları $13,00 \pm 1,67 \text{ cm}$ olarak bulunmuştur. Bu uzunluğun protez uygulamaları açısından ideal güdük boyu sınırları içerisinde olduğu çeşitli kaynaklarda belirtilmiştir (177,178).

AĞIRLIK AKTARMA

Literatürdeki pek çok çalışmada, TT amputasyonu olan bireylerde vücut bütünlüğü algısının etkilenmesi, vücut imajı ve proprioseptif kayıplara bağlı olarak, amputasyondan sonra başlayan ve rehabilitasyon sürecinde devam eden protezli ekstremitte üzerine ağırlık aktarma problemi görüldüğü vurgulanmaktadır (165-168). Rehabilitasyon sürecinde bu problemle başa çıkmak için biofeedback, erken protez uygulamaları, egzersizler gibi yöntemler uygulanmaktadır (167, 169, 170).

Vrieling ve ark. yapmış oldukları çalışmada TT, Transfemoral amputasyonu olan bireyler ile vücutlarında tek taraf etkilenimli farklı problemleri olan bireylerde hareketli zemin üzerinde gözler açık ve kapalı olacak şekilde denge değerlendirmesi yapmışlardır. Protezli ekstremitede denge kayıpları ile başa çıkmanın çok önemli olduğunu ve amputasyonu olan bireylerin günlük yaşamda denge bozuklukları ile başa çıkabilmeleri için rehabilitasyon programlarına kas kuvvetlendirme ve stabilizasyon egzersizleri dahil edilmesinin önemli olduğunu vurgulamışlardır (171).

Actis ve ark. yapmış oldukları çalışmada oturma pozisyonundan ayakta durma pozisyonuna geçerken transtibial amputasyonu olan bireyler ile olmayan bireyler arasında gövde kinematikleri ve L4-5'e binen yükleri karşılaştırmışlardır. Kontrol grubuna göre amputasyonu olan bireylerde daha yüksek L4-5 kompresif

yüklenmelerin ortaya çıktığını açıklamışlardır. Ampute olan bireylerde görülen postüral değişikliklerin yer reaksiyon kuvvetindeki asimetriden kaynaklandığını belirtmişlerdir. Kümülatif etki olarak da değişen bu hareket stratejisinin zamanla artmış bel ağrısı riski ile sonuçlandığını göstermişlerdir (172).

Gailey ve ark. uzun dönem protez kullanımı ve alt ekstremité amputasyonunun neden olduğu sekonder fiziksel koşulları derlemiştir. Bir ya da daha fazla sayıda protez kullanımının hareket sırasında bireyin biyomekanisini değiştirebileceğini belirtmişlerdir. Sonuçta diğer çalışmalarda da belirtildiği üzere rehabilitasyon sürecinde ağırlık aktarma problemi üzerinde durulması gerektiğini açıklamışlardır (27).

Çalışmamız, SFY ve SGU'nun her iki alt ekstremité üzerine aktarılan ağırlık farkları üzerinde olumlu etkileri olduğunu ve vücut ağırlığının daha dengeli biçimde taşınabildiğini göstermektedir. Bu sonuçlar; yaşamının geri kalan sürecinde protez kullanacak bireyin daha çok ağırlık aktardığı eklemlerinde görülebilecek dejenerasyonun engellenebileceği ve simetrik postür elde edilebileceğini vurgulamaktadır. SGU grubunda, tedavi öncesi ve sonrası karşılaştırıldığında daha yüksek sonuçlara ulaşılmıştır. Böylece SGU'nun da ağırlık aktarma sorununu gidermek amacıyla amputasyon sonrası dönemde başlanarak rehabilitasyon süreci içerisinde ilerleyici olarak kullanılabileceği ve sonrasında da olumlu sonuçlar ortaya çıkarabileceği görülmüştür.

Amputasyonu olan bireyin vücudun bir bütün şeklinde ekranda görmesinin ve vücut bütünlüğü imajının desteklenmesinin sonuca olumlu katkı yaptığı düşünülmektedir. Konu ile ilgili yapılan çalışmalar da ağırlık aktarımının ekstremiteler üzerinde simetrik olmasının önemi üzerinde durulmaktadır (24, 167-169, 173-178).

YAŞAM KALİTESİ

Literatür incelendiğinde rehabilitasyon programlarına alınacak amputasyonu olan bireylerde, farklı tedavilerin etkinliğinin belirlenmesinde yaşam kalitesinin belirlenmesi önemli bir faktördür. Amputasyonu olan bireylerin fiziksel aktivitelere katılım, ağrı, fiziksel fonksiyon, sosyal işlevsellik, vitalite, genel sağlık algısı, ruhsal sağlık alt başlıklarında yaşam kalitelerinin azalmış olduğu belirtilmiştir. Özellikle amputasyon cerrahisi öncesi ve sonrası güdükte oluşan ağrılar, sonrasında

görülebilecek olan fantom hissi ve ağrılarının yaşam kalitesini olumsuz olarak etkileyeceği çalışmalarda vurgulanmıştır (72, 179-181).

Van der Schans ve ark. yapmış oldukları kesitsel çalışmada 437 adet alt ekstremité amputasyonu olan bireylerde fantom ağrısının yaşam kalitesine etkisini incelemişlerdir. Yaşam kalitesini belirlemek için SF-36 anketini kullanmışlardır. Sonuçta fantom ağrısı olan amputelerde düşük düzeyde yaşam kalitesi olduğu tespit edilmiştir (72).

Sinha ve ark. yapmış oldukları kesitsel çalışmada 18 yaş üstü 607 adet alt ekstremité amputasyonu olan bireyde yaşam kalitesini etkileyen faktörleri araştırmışlardır. 184 adet sağlıklı bireylerden oluşan bireyi kontrol grubuna dahil etmişlerdir. Amputenin iş durumu, yardımcı cihaz kullanımı, protez kullanımı, komorbiditesi, fantom ağrısı, güdük ağrısı, yaş ve amputasyondan sonra geçen zaman gibi faktörlerin yaşam kalitesini etkileyen faktörler olduğu tespit edilmiştir (182).

Deans ve ark. yapmış oldukları çalışmada transtibial ve transfemoral amputasyonu olan 75 bireyde kısıtlanmış fiziksel aktivitenin yaşam kalitesine etkisini araştırmışlar. Çalışmalarında SF-36 ve Dünya Sağlık Örgütü'nün Yaşam Kalite anketlerini kullanmışlardır. Sonuçta da fiziksel aktivitesi azalmış bireylerde daha düşük yaşam kalitesi sonuçları tespit edilmiştir. Yaş, cinsiyet ve amputasyon seviyesinin fiziksel aktiviteyi dolayısıyla da yaşam kalitesini etkilediğini göstermişlerdir (183).

Amputasyondan sonra meydana gelen fiziki yetersizlikler normal yaşama yeniden uyumu zorlaştırabilmekte, sosyal, mesleki ve psikolojik problemlere neden olabilmektedir. Çalışma sonuçlarımıza bakıldığında SGU ve SFY uygulamaları sonrasında tedavi öncesi ve sonrası karşılaştırıldığında SF-36 anketi içinde sadece SGU'da ağrı alt başlığında anlamlı değişiklik görülmüştür. Amputenin psikolojik yönden desteklenmesi, ağırlık aktarmanın artması, dengenin gelişmesi, vücut imajını olumlu etkilenmesi ve yaptığı aktivitelerde başarılı olduğunu görmesi gibi faktörler sonucu SGU'da ağrıda azalma ortaya çıktığı düşünülmektedir. Her iki grupta da istatistiksel olarak fark olmamasına rağmen tedavi öncesi ve sonrası SF-36 toplam skoru ve alt parametrelerinin skorlarında artma olduğu belirlenmiştir. Amputelerin sosyal yaşama geri dönüş ve mesleki rehabilitasyon döneminde iken çalışmaya dahil edilmeleri, amputasyon seviyesinin transtibial olması, uzun süre protez kullanıyor

olmaları, her iki grubun yaşam kalitesi başlangıç skorlarının yüksek olması gibi faktörlerin bu sonuçların ortaya çıkmasında önemli rol oynadığı düşünülmektedir. Yapılan çalışmalarda da yaşam kalitesini etkileyen faktörlerin benzer olduğu görülmüştür (72, 179, 184, 185).

KİNEZYOFOBİ

Kinezyofobinin özellikle TT amputasyonu olan bireylerde varlığı ve psikolojik etkilenimleri üzerine literatürde çok az sayıda çalışmaya rastlanılmıştır (141, 186).

Singh ve ark. yapmış oldukları çalışmada amputasyondan 3 yıl sonra kadar olan dönemde bireyin anksiyete ve psikolojik etkilenimlerini göstermeyi amaçlamışlardır. Sonuç olarak da ampute rehabilitasyonu sürecinde depresyon ve anksiyetenin sıklıkla görülebileceği ve tedavi edilmesi gerektiğini belirtmişlerdir. Hastaneden taburculuklarından sonra görülen psikolojik etkilenimin arttığını vurgulamışlardır (186).

Mortensen ve ark. video oyunlarını SGU kapsamında on beş fibromyalji sendromu olan kadında uygulamışlardır. Sonuç olarak da hastaların kronik ağrılarında azalma olduğunu ve Kinect uygulamasının Nintendo Wii ile Playstation 3'e göre daha çok tercih edildiğini belirtmişlerdir (127).

Atherton ve ark. yaptıkları araştırmada protez kullanımına bağlı psikolojik faktörleri belirlemek istemişlerdir. Depresyon ve anksiyete kesme puanlarını sırasıyla %13.4 ve 29.9 olarak belirlemişlerdir. Ayrıca klinisyenler bireylerin amputasyondan sonra karşılaşacağı streslerden etkilenim durumlarının araştırılması gerektiğini vurgulamışlardır (187).

SGU'nun, serebral palsili bireylerde, travmatik beyin hasarlarında, inmeli bireylerde, yanık ağrılarında, omuz patolojilerinde, parkinson hastalarında, ataksili çocuklarda, kistik fibroziste, multiple sklerozlu hastalarda kullanımı literatürde son yıllarda yapılan çalışmalarda görülmektedir (118, 122, 123).

Kinezyofobinin bel, diz eklemi gibi özellikle kronik ağrıya bağlı görüldüğü literatürde belirtilmiştir. Kronik ağrının da amputelerde mekanik ve fantom ağrısı olarak sıklıkla görüldüğü bilinmektedir (141). Dolayısıyla amputelerde de kinezyofobi görülebileceği düşünülmektedir. Çalışmamızda SFY ve SGU sonrasında kinezyofobi değerleri üzerine tedavi öncesi ve sonrası değerler karşılaştırıldığında olumlu sonuçlar

elde edilmiştir. Farklılığı oluşturan gruplar tedavi öncesi ve 1. hafta yönündedir. Bu durumun henüz erken dönemde psikolojik etkilenimin daha az olacağından görüldüğü düşünülmektedir. SFY grubunda da tedavi sonrası 4. haftanın farklılığı yaratan grup olduğu görülmüştür. SGU grubunda sonuçların daha etkili olduğu görülmüştür.

SGU’da amputasyonu olan bireyin vücudunu bir bütün şeklinde ekranda görmesi, vücut bütünlüğü imajını desteklediği için, oldukça önemlidir. Bu durumun nedeninin bireyin hedefe yönelik aktiviteleri zamana karşı sınırsız olarak tekrar edebilmesinden kaynaklandığı düşünülmektedir. Amputasyonu olan bireyin, ampute taraf ekstremitelerini de hedefe yönelik aktivitelerde oyun içerisinde bağımsız olarak kullanabildiğini görebilmesi, zamana karşı yarışması ve bunu birçok kez tekrar ederken başarısının objektif olarak farketmesi bireyin motivasyonunu çok fazla arttırmaktadır. SGU’da elde edilen olumlu gelişmelerin bu faktörlerden kaynaklandığı görülmüştür.

PERFORMANS

Literatür incelendiğinde amputasyonu olan bireylerde performans değerlendirmelerinde 6 dakika ve 2 dakika yürüme testleri kullanımının yaygın olduğu görülmektedir (76, 184, 185, 188). Ancak 6 dakika yürüme testi daha çok kullanıldığından çalışmamızda 6 dakika yürüme testi tercih edilmiştir.

Meikle ve ark yapmış oldukları çalışmada 2 dakikalık yürüme testini hastaların prostetik ambulasyonunu değerlendirmek amacıyla uygulamışlardır. 2 dakika boyunca bireylerin yürüyebildikleri mesafeyi yürümeleri istenmiştir ve yürünen mesafe kaydedilmiştir. Standardize edilmiş cesaretlendirici cümleler kullanılarak dönüş yapmaları istenmeden test uygulanmıştır. Süreli yürüme testlerinin protez rehabilitasyonunda kullanılabilecek uygulamalardan olduğu belirlenmiştir ve sadece amputelerde değil diğer hastalık gruplarında da kullanılmaktadır (184).

Lin ve ark yapmış oldukları çalışmada transtibial amputasyonlar sonrası ayak bileği istemli kontrolünün kaybının protezli ekstremita dengesinin bozulması ve kısa mesafe yürüyüş ile ilişkili olduğunu vurgulamışlardır. Ayrıca 6 dakika yürüyüş testinin ileri düzey egzersiz yoğunluğunda fonksiyonel kapasiteyi ve transtibial amputasyonu olan bireylerde postüral kontrol yeteneğini gösteren güvenilir bir ölçüm aracı

olduğunu belirtmişlerdir. Bu sonuçlar da bizim çalışmamızda 6 dakika yürüme testini kullanmamıza yol gösterici olmuştur (76).

Van de Meent ve ark. yapmış oldukları vaka çalışmasında osseointegrasyonu olan bireylerle soket kullanan bireylerin performanslarını 6 dakika yürüme testi ve zamanlı kalk yürü testi ile karşılaştırmışlardır. Osseointegrasyon uygulanan bireylerde performans, yaşam kalitesi, zamanlı kalk yürü testi ve oksijen tüketiminde 12 hafta sonrası takip değerlerinde anlamlı değişimler elde edilmiştir. Bu durum performans açısından amputasyonu olan bireylerde 6 dakika yürüme testi kullanımının yaygın olduğunu göstermektedir (188).

Reid ve ark. yapmış oldukları çalışmada alt ekstremitte amputasyonu geçirmiş bireylerde 6 dakika yürüme testi ile diğer geçerliliği olan performans ölçümleri arasında iyi düzeyde ilişkili olduğunu göstermişlerdir (185).

Sağlıklı gönüllülerde yapılan bir çalışmada 6 dakika yürüme mesafelerinin 494- 631 metre olduğu bildirilmiştir (189).

Literatüre bakıldığında çalışmamıza dahil edilen transtibial amputelerin benzer özelliklerde yürüme mesafesi olduğu görülmüştür (76, 185, 188). SFY ve SGU sonunda her iki grupta da tedavi sonrası yürüyüş mesafesinin anlamlı şekilde arttığı görülmüştür. Uygulanan rehabilitasyon programlarının olumlu katkı yapması, bireylerin yaş ortalamasının düşük olması, bireylerin transtibial amputasyona sahip olmaları, bireylerin aktif olmaları ve protezli tarafa ağırlık aktarma miktarındaki artış meydana gelmesinin bu sonucu ortaya çıkardığı düşünülmektedir. Gruplar karşılaştırıldığında ise SGU grubunda anlamlı sonuçlar elde edilmiştir. SGU grubunda zamanla değişim 4. haftada en yüksek değerlerine ulaştığı için diğer değerlendirmelerden farklı bulunmuştur. SFY grubunda ise ilk 2 değerlendirme diğer değerlendirmelerden düşük olduğu için farklılık göstermektedir. Bu durumun henüz etkinliğin başlamamış olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. SFY grubunda ev programı olarak verilen egzersizlerin kontrol edilememesinin ve başlangıç yürüyüş mesafelerinin fazla olmasından dolayı gerçekleştiği düşünülmektedir. SGU grubunda görülen gelişmenin nedeninin bireyin sanal ortamdaki görüntüsünün izlenmesiyle ayna nöron sisteminin devreye girmesi ve bu sistemin motor performansı artırması ayrıca bireyin kendisinin bunu görebilmesi sonucunda rehabilitasyon programının olumlu etkilenmesinden kaynaklandığı düşünülmektedir.

DENGE

Andrysek ve ark. SGU'nın geçerlilik, güvenilirlik ve denge performansını 4 haftalık ev temelli denge programı uygulamasıyla değerlendirmeyi amaçlamışlardır. Çocuk ve genç alt ekstremitte transfemoral amputasyonu olan bireyler ile aynı yaştaki kontrol grubunun, 4 haftalık denge eğitimi sonrasında ve 12 hafta sonra yapılan takiplerde postüral kontrolün alt parametresi olan basınç merkezi değişimleri amputasyonu olan bireylerde azalmıştır. Ayrıca amputasyonu olan bireylerde ve kontrol grubunda denge skorlarında artış görülmüştür. Çalışma sonuçlarında evde SGU'nın amputasyonu olan çocuk ve adölesan bireylerde denge eğitiminde kullanılabileceği vurgulanmıştır. Denge kaybı olan çocuk ve adölesanlarda SGU'nın postüral kontrol üzerine anlık etkilerinin olduğunu belirtmişler ancak uzun dönem sonuçlarının nasıl olduğunu belirsiz olduğunu söylemişlerdir (21).

Maclean ve ark. yapmış oldukları çalışmada kolay egzersizlerden başlayan ve kompleks egzersizlere ilerleyen ampute rehabilitasyon aktivitelerinin, bireylerin evlerinden başlayıp yavaş yavaş dış ortamlarda ve kliniklerde uygulanarak değişim gösterdiğini belirtmişlerdir. Ayrıca ileri düzey aktivite programlarının güç, denge ve koordinasyonu geliştirmesini ve hedefe yönelik uygulamaları da içermesi gerektiğini vurgulamışlardır (105).

Gaffney ve ark. transtibial amputasyonu olan bireylerde merdiven inme sırasında dengeyi sağlamak ve gövde rotasyonel açılışmalarının momentini karşılayabilmek için gövde kaslarına olan ihtiyacın daha çok arttığını bulmuşlardır. Ancak, bu asimetric gövde hareketlerinin, hareket sırasında gövde kaslarındaki kuvvet asimetrisine bağlı değil, üzerine yüklenilen ekstremitedeki motor kontrolün farklılığına bağlı olduğunu vurgulamışlardır (190).

Buckley ve ark. yapmış oldukları çalışmada amputasyonu olan bireyleri, tek taraf etkilenimi olan diğer hastalık grupları ile karşılaştırmışlardır. Amputelerin anteroposterior yönde dinamik dengelerini kontrol etmede daha büyük kayıpları olduğunu vurgulamışlardır. Ayrıca ayak bileğinin, vücudun sagittal düzlemdeki hareketlerinde dengenin sağlanmasında çok önemli bir anatomik yapı olduğunu altını çizmişlerdir (191).

Düşme, literatürde dikkate değer olarak kabul edilen ve sağlığı riske atan bir durumdur. Düşmeler ciddi yaralanmalar, ölüm, fonksiyonel limitasyon veya özürllülük

ile sonuçlanabilir. Düşme korkusu ve/ veya dengede kayıpların olmasının genellikle düşmeye neden olduğu belirtilmiştir. Ayrıca düşmelerin, yüksek seviye bipedal fonksiyon içeren aktivite katılımı ile ilişkili olduğu belirlenmiş böylece bazı düşenlerin de yüksek seviye fonksiyonlar gerçekleştirdiği gösterilmiştir. Beurkens ve ark. ise TT amputasyonu olan bireylerde yürüyüşü geliştirmek amacıyla SGU'yu kullanmışlardır. Araştırma sonucunda düşmeyi önlemek, yürüyüş asimetrisini azaltmak amacıyla rehabilitasyon sürecinde SGU' nun dengeyi geliştirmede etkili olduğunu vurgulamışlardır (9, 192).

Yazıcıoğlu ve ark. yaptıkları çalışmada unilateral transtibial amputasyonu olan bireylerde futbol oynamanın denge, kas kuvveti, lokomotor yetenekler ve yaşam kalitesi üzerinde etkilerini araştırmışlardır. Çalışma sonuçlarında dinamik ve statik denge, lokomotor yetenekleri ile yaşam kalitesi açısından kontrol grubuna göre anlamlı farklılık olduğunu göstermişlerdir (181).

Çalışmamızda, SFY ve SGU'nun tedavi öncesi ve tedavi sonrası sonuçları karşılaştırıldığında hem sağlam ekstremitede hem de protezli ekstremitede fark olduğu görülmüştür. Protezli ekstremitede için; SGU grubunda 3. ve 4. haftalarda yapılan değerlendirmeler diğerlerinden farklı bulunmuştur. Etkinliğin tedavinin sonuna doğru kendini göstermesi ile ağırlık aktarma miktarlarından kaynaklandığı düşünülmektedir. SFY grubunda ise farklılığı sağlayan grubun ilk 2 hafta olduğu görülmüştür. Bu durumun henüz etkinliğin başlamamış olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Sağlam ekstremitede için; grup içi karşılaştırmalarda her iki grupta da 4. Hafta değerleri farklı olarak bulunmuştur. Bu durumun da etkinliğin tedavi sonunda kendini göstermesinden kaynaklandığı düşünülmektedir. Bu olumlu denge gelişiminin çalışmamıza katılan bireylerin yaş ortalamasının 36 olması, transtibial amputasyona sahip olmaları, aktif bireyler olmaları, ağırlık aktarma simetrisinin gelişmesi ve psikolojik durumlarındaki düzelmeden kaynaklandığı düşünülmektedir. Uygulamalar sonucunda görülen gelişimin her iki grupta da olması, SFY ve SGU'nun denge üzerine olumlu etki yaptığını göstermektedir. Çalışmamız sonuçları bu konuda yapılan çalışmalarla benzerlik göstermektedir (9, 21, 105, 181, 190-192).

TRİNİTY AMPUTASYON VE PROTEZ DENEYİM ÖLÇEĞİ

Wetterhahn ve ark. yaptıkları çalışmada 56 alt ekstremité amputasyonu olan bireyde düzenli egzersiz ve spor yapmanın bireylerin aktivite kısıtlamasını azalttığını ve vücut imajını geliştirdiğini göstermişlerdir (193).

Raya ve ark. yapmış oldukları çalışmada alt ekstremité amputasyonu olan bireylerde aktivite limitasyonuna bireylerin kalça kaslarının kuvveti, ve denge kayıplarının neden olduğunu tespit etmişlerdir. Bu durumun da bireylerin yürümesini olumsuz etkileyeceğini söylemişler. Sonuç olarak da fizyoterapi uygulamaları ile bu durumun giderilebileceğini belirtmişlerdir (194).

Çalışmamız sonuçlarında aktivite kısıtlaması alt başlığında SFY grubu lehine istatistiksel anlamlılık tespit edilmiştir. Farklılığı oluşturan grup ise 1. değerlendirme yani tedavi öncesi gruptur. Bu durumun çalışmamıza dahil ettiğimiz bireylerin aktif ve genç bireyler olmasından, meslek sahibi olmalarından, ortalama yaşı 36 olmasından, uzun süredir protez kullanıyor olmalarından ve protezle uyumlarının iyi olmasından dolayı sonuçların bu şekilde ortaya çıktığı düşünülmektedir. Amputasyonu olan bireylerdeki aktivite kısıtlaması incelendiğinde yapılan çalışmalar sonuçlarımız ile paralellik göstermektedir (193, 194).

Farklı protezler kullanılan bireylerde protez memnuniyet anketi skorları üzerine etkisinin karşılaştırıldığı çalışmalar literatürde yaygın olarak görülmektedir, ancak uygulamalardan önce ve sonra protez memnuniyetinin değerlendirildiği çalışmalara nadiren rastlanmaktadır.

Webster ve ark. yapmış oldukları çalışmada alt ekstremité amputasyonu sonrası protez kullanımı, memnuniyeti ve uyumunu belirlemek ve etkileyen faktörleri bulmayı amaçlamışlardır. Bunun için de bizim çalışmamıza benzer şekilde TAPES anketini kullanmışlardır. Psikolojik etkilenimi ve kronik hastalığı olan amputelerin daha çok fonksiyonel limitasyonu olduğunu göstermişlerdir. Ayrıca medikal ilaç kullanımı ve psikososyal faktörlerin protez uyumunu etkilediğini vurgulamışlardır (195).

Anaforoğlu ve ark. yaptıkları çalışmada görsel analog skalası kullanarak değerlendirdikleri protez memnuniyetinin 10 seanslık rehabilitasyon sonucunda arttığını belirtmişlerdir. Bu durumun nedenini, amputasyondan kaynaklanan bazı psikolojik reaksiyonların rehabilitasyon sayesinde düzelebileceği ve dolayısıyla

amputelerin memnuniyet düzeylerinde artış olabileceği şeklinde açıklamışlardır. Ayrıca literatürde sportif aktiviteler, rehabilitasyon, egzersiz programı, protez ve yürüyüş eğitiminin memnuniyet düzeyine etkisini araştıran yayınların sınırlı sayıda olduğunu vurgulamışlardır (196).

Holden ve ark. yaptıkları çalışmada engelli bireylerde SGU ile motor yeteneklerin öğrenilebildiğini göstermişlerdir. Sanal ortamda öğrenilen bir görevin günlük yaşama taşınabileceğini vurgulamışlardır (93). Her ne kadar ilk çalışmalar SGU'nun eğlenceli olduğunu fakat eğitici olmadığını belirsizlerde son yıllardaki çalışmalar tam tersini göstermiştir (91, 95).

TT amputasyonu olan bireylere yapılan SFY, bireyin yara iyileşmesinden yaşama reintegrasyonuna kadar tüm aşamalarda olumlu gelişmeler sağlamaktadır (78, 197). Literatür incelendiğinde bireyin amputasyon sürecinde SFY farklı amaçlarla kullanılmıştır. Bunlar; fonksiyonel ve statik dengelerini arttırmak, ikili görev aktivitesini geliştirmek, yürüyüşlerini simetrik hale getirmek, fantom ağrısını azaltmak, üst ve alt ekstremitte kuvvetlendirmek, günlük yaşam aktivitelerinin geliştirilmesi, eklem hareket genişliğinin artırılmasıdır (123, 173-175, 192). Birçok çalışma TT amputasyonu olan geriatric bireylerde SFY sonrası %60-90 oranında başarılı protez uyumu ve adaptasyonun sağlandığını göstermiştir (158, 159, 176, 177).

Gailey ve ark. yapmış oldukları çalışmada bireylerin protez uyum problemleri varsa, yürüyüş sırasında protez içerisinde yük dağılım eşitsizlikleri ile sağlam ekstremitede yük dağılım problemlerine yol açabileceğini belirtmişlerdir bu durumun da osteoartrit riskini artırdığını göstermişlerdir. Protez kullanan bireylerin genellikle bel ağrısı şikayeti olduğunu, bunun da protez uyum problemleri, postüral değişiklikler, alt ekstremitte uzunluk farklılıkları, amputasyon seviyesi, genel kondisyon eksiklikleri ve dizilim problemlerine bağlı olduğunu belirtmişlerdir (27).

Şimşek ve ark. 40 alt ekstremitte amputasyonu olan bireylerle yapmış oldukları çalışma sonucunda ortalama protez memnuniyet anketi skorunun 77,3 olduğunu rapor etmişlerdir (198).

Tedavi sonrası protez memnuniyet düzeylerinde SGU grubu lehine fark olduğu belirlenmiştir. Farklılığı oluşturan grup 4. hafta sonunda yapılan değerlendirme olduğu görülmüştür. Bu durum SGU'nun vizüel feedback ile duyuşal girdi almasından, vücut farkındalığı ve postüral düzgünlükte artma olmasından kaynaklanmaktadır. Protezli

tarafa ağırlık aktarma miktarı, dengenin gelişimi, kinezyofobi, depresyon ve performans sonuçlarının, protez memnuniyetini arttırdığı düşünülmektedir. Bu konuda yapılan çalışmaların sonuçları çalışmamız sonuçlarını destekler niteliktedir (105, 123, 163, 192, 198).

Günlük protez kullanım süresi açısından her iki grupta grup içi ve gruplar arasında fark olmamasını gün içerisinde uzun süre protezlerini kullanıyor olmaları, günlük yaşamlarında aktif bireyler olmaları, protezle uyumlarının iyi olması, protez memnuniyetlerinin yüksek olması ve aktivitelerinde sorun yaşamamaları gibi faktörlerin etkilediği düşünülmektedir (163, 192, 198).

DEPRESYON

Literatürde SGU'nun psikolojik problemler üzerinde olumlu etkileri olduğunu gösteren birçok çalışma bulunmaktadır. Depresyon, stres, hareket korkusu, yükseklik korkusu ve anksiyete, en sık görülen psikolojik problemlerden bazılarıdır (18, 19, 178, 199).

Vieira A. ve ark. yapmış oldukları çalışmada, faz 3 kardiyak rehabilitasyon sürecindeki hastalarda SGU'nun depresyon, anksiyete ve stres düzeylerine olan etkisini araştırmışlardır. Kinect ile uygulama yapılan grupta kontrol grubuna göre tedavi öncesi dikkatlerini toplama, sorun çözme yeteneklerinde anlamlı sonuçlar elde etmişlerdir. Ancak yaşam kalitesi, depresyon ve stres düzeylerinde anlamlı değişiklik bulamamışlardır. Bu durumun da faz 3 kardiyak rehabilitasyon sürecindeki bireylerin evlerinde SGU yapılması gerektiğini ve daha detaylı çalışmalara ihtiyaç olduğunu belirtmişlerdir (175).

Difede ve ark. yapmış oldukları vaka çalışmasında akut post-travmatik stres sendromu olan askeri pilota sanal ortamda yaşadıkları olayların benzerlerini yaşayabileceği bir ortam oluşturmuşlardır. SGU sonucunda bireydeki depresyon düzeyinin % 83 oranında ve post travmatik stres sendromu bulgularında % 90 oranında azalma olduğunu belirtmişlerdir (199).

Rothbaum ve ark. yaptıkları araştırmada yükseklik korkusu olan üniversite öğrencilerinde sekiz haftalık sanal gerçeklik tedavisi uygulamışlar bireylerin yüksekliğe bağlı anksiyete, korku- kaçınma, davranış ve stres düzeylerini değerlendirmişlerdir. Sekiz hafta sonrasında tüm değerlendirmelerde iyileşmeler tespit

etmişlerdir. Araştırmacılar sanal gerçekliğin yükseklik korkusunu azaltmada başarılı olarak kullanılabileceğini göstermişlerdir (178).

Çalışmamızda SGU'nun TT amputasyonu olan bireylerde depresyon üzerinde olumlu katkıları olduğu görülmüştür. İlk 2 değerlendirme zamanla yapılan ölçümlerde farklılığı göstermiştir. Bu durumun SGU ile bireyin kendisini bulunduğu ortamdan farklı bir çevrede görmesinden ve ekranda gördüğü avatarın yani kendisinin başarılar elde edebileceğini farketmesinden kaynaklandığı düşünülmektedir. Ayrıca elde ettiği başarıların zaman içerisinde daha da çok arttığını görebilmesinin bireyin istekliliğini arttırdığı tespit edilmiştir. Aktif katılımın daha çok sağlanması ile oyunlar içerisinde çok tekrarlı egzersizlerin, bireyin yorgunluk düzeyini arttırması ile genel kardiyovasküler enduransının da arttığı düşünülmektedir. Protezli tarafa aktarılan ağırlık miktarındaki artış ve farkındalığının artması sonucunda amputasyonu olan bireylerin, daha dengeli ve simetrik bir yürüyüş yaptıkları ve bu sayede performansın arttığı, motivasyonlarının artması ile psikolojik etkileniminin yani depresyon değerlerinin düştüğü, dengelerinin arttığı düşünülmektedir. Tekrarlı yapılan ölçümlerde gelişimlerinin bireyler tarafından farkedilmesinin de olumlu sonucun ortaya çıkmasına katkı yaptığı görülmüştür. Literatür incelendiğinde bu konuda yapılan çalışmaların sonuçları çalışmamız sonuçlarıyla paralellik göstermektedir (171, 178, 199).

YÜRÜYÜŞÜN ZAMAN- MESAFE PARAMETRELERİ

Darter ve ark transfemoral amputasyonu olan bireyde sanal gerçeklik uygulamasını yürüyüş simetrisini geliştirmek amacıyla kullanmışlardır. Çalışmalarında SGU'nun görsel uyarılarının tam olarak çevreden izole edilmemesine rağmen, bireylerin yürüyüş performanslarını arttırdığını göstermişlerdir. Gövde hareketlerini düzelterek ve kalça abduktör kas kuvvetinin arttırarak kalça ve pelviste hareketliliğin artmasını sağlayabileceklerini düşünmektedirler. Ayrıca oksijen tüketiminin azalma miktarının yapılan diğer uygulamalardan daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir (19).

Vickers ve ark. konvansiyonel protezler kullanan yaşlı unilateral transtibial amputeler ile aynı yaştaki sağlıklı bireylerin eğimli zeminlerde yürüyüşlerini karşılaştırmışlardır. Yürüyüş hızının, ampute tarafta tek destek periyodunun ve dizdeki

momentlerinin azaldığını yürüme analizi sistemleri kullanarak göstermişlerdir. Ayrıca tüm bu farklılıkların ampute tarafın duruş fazındaki instabiliteden kaynaklandığını vurgulamışlardır. Bu durumu giderilebilmesi için tam eklem hareket açıklığına sahip ve aktif güç üretebilen ayak bileği eklemi kullanılması gerektiğini söylemişler bununla birlikte protez dizilimi ve rehabilitasyon uygulamalarıyla güdükteki proprioepsiyonun artırılması sonucu arttırarak ağırlık aktarmayı daha iyi tolere edebileceklerini savunmuşlardır (200). Bu çalışmadaki ampute tarafta duruş fazının kısılması bize sağlam taraf duruş fazının ve adım uzunluğunun arttığını göstermektedir.

Aprile ve ark. yapmış oldukları çalışmada 6 diyabetik ampute, 6 diyabetik ampute olmayan birey ve 6 sağlıklı ampute olmayan bireylerin yürüyüşlerini karşılaştırmışlardır. Ampute grupta daha düşük yürüme hızı ve alt ekstremitede ayak bileği, diz ve kalçada artan eklem hareket açıklıkları görülmüştür. Kalçanın daha çok fleksiyona eğimli olduğu belirlenmiştir. Ağrı ve yaşam kalitesinin alt ekstremitte biyomekanikleri ile ilişkili olduğu bulunmuştur. Diyabetin şiddeti ve 1. parmak tarafından itme fazının yapılamamasından dolayı 1. Parmakta ray amputasyonları olan diyabetik hastaların yürüyüş biyomekaniklerinde değişiklikler bulunmuştur. 1. Parmakta ray amputasyonu olan diyabetik hastaların yürüyüş ve yaşam kalitesini iyileştirmek için bireye özgü protez ve rehabilitasyon programı ile ağrı ile başa çıkma eğitimleri verilmesi gerektiği vurgulanmıştır (180).

Uygulamalar sonrasında SFY ve SGU'da da tedavi öncesi ve tedavi sonrası sonuçlarının iyileştiği belirlenmiştir. Protezli ekstremitte adım uzunluğundaki artış her iki grupta da zamanla anlamlı değişim göstermektedir. SFY grubunda ilk 2. ve son değerlendirme sonuçları diğerlerinden farklı bulunmuştur. Bu durumun etkinliğin 4. haftada görülmeye başlamasından kaynaklanmış olabileceği düşünülmektedir. Protezli tarafa ağırlık aktarımındaki artış sonucunda amputasyonu olan bireylerin, daha dengeli ve simetrik bir yürüyüş yaptıkları ve bu sayede protezli taraf adım uzunluğunun arttığı düşünülmektedir. Sağlam taraf adım uzunluğundaki her iki grupta da uygulamalar sonrasında değişiklik görülmemesi bireylerin performanslarındaki artıştan kaynaklanmaktadır. Kadansa bakıldığında grup içerisinde olumlu değişimler olmuştur. SGU grubunda 4. hafta, SFY grubunda ilk 2 hafta diğerlerinden farklı bulunmuştur.

Bu durumun da vücuttaki ağırlık aktarımındaki simetrisinin sağlanması ve performans artışından kaynaklandığı düşünülmektedir. Adım genişliğinde grup içinde SGU 'da 4. hafta, SFY'de ilk 2 haftadaki değerlerin diğer sonuçlardan farklı bulunmasının bireylerin dengelerini daha iyi sağlayabilmeleri sonucu ortaya çıktığı düşünülmektedir. Yürüme hızına bakıldığında grup içinde anlamlı olmasa da olumlu yönde gelişmeler olması ile bireyin performansının gelişmesi sağlanmıştır. Değerlendirmelerde SGU'da ve SFY'de ilk 2 değerlendirme diğer sonuçlardan farklı bulunmuştur. Etkinliğin geç dönemlerde ortaya çıkmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. SFY ve SGU'nun rehabilitasyon çıktılarına olumlu katkıda bulunduğu belirlenmiştir. Bu durumun oluşmasındaki temel mekanizma, SGU'nun ayna nöronların uyarılabilirliğini artırmasıdır. Sonucunda da motor performansın ve fonksiyonel durumun olumlu etkilendiği düşünülmektedir. Çalışmamız sonuçları literatür ile paralellik göstermektedir. Yürüyüş asimetrisi olan transtibial amputelerde bireye özgü fizyoterapi yöntemi içerisinde sanal gerçeklik uygulamalarının yer alması ile bu durumun giderilebileceği düşünülmektedir.

Çalışmamızda elde edilen sonuçlardan SGU ve SFY uygulamalarının her iki grupta ağırlık aktarma, yaşam kalitesi, kinezyofobi, performans, denge, proteze uyum, depresyon ve yürüyüş parametreleri üzerine olumlu katkı sağladığı ve her iki yöntemde amputelerin rehabilitasyon programı kapsamında tercih edilebileceği ayrıca SGU'nun SFY içerisinde yer alabileceği sonucuna varılmıştır. SGU'nun uzun dönem etkilerinin nasıl olduğu bilinmemektedir bu konuda yapılacak çalışmalara ihtiyaç vardır yapılan farklı hastalıklarda SGU uygulamalarında sonucun SFY yönünde olduğu ve etkilerinin daha iyi olduğu şeklinde görüşlerin ortaya çıktığı görülmektedir.

Çalışmamızın Limitasyonları

Çalışmamıza dahil edilen transtibial amputasyonu olan bireylerin amputasyon nedenlerinin farklılık göstermesi, uzun süredir protez kullanıyor olmaları, ilk protezleri olmaması ve ev egzersiz programlarının kontrol edilememesi çalışmamız limitasyonları arasında görülmektedir.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Bu çalışma, son yıllarda yaygınlaşan sanal gerçeklik uygulamalarının ampute rehabilitasyonundaki etkilerini göstermek amacıyla gerçekleştirilmiştir. Yapılan değerlendirmeler sonucu elde edilen veriler uygun istatistiksel yöntemlerle analiz edilmiş ve aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

- Bu çalışmada SGU ve SFY yöntemlerinin transtibial amputasyonu olan bireyleri pozitif yönde etkilediği ve bireylerin protezli ekstremitte üzerine daha çok ağırlık aktarabildiği görülmüştür. SGU grubunda ağırlık aktarmada daha yüksek sonuçlara ulaşılmasında amputasyonu olan bireyin vücudunu bir bütün şeklinde ekranda görmesinin ve vücut bütünlüğü imajının desteklenmesinin ve çok tekrar yapılmasının sonuca olumlu katkı yaptığı düşünülmektedir.

- Transtibial amputasyonu olan bireylerde 4 haftalık SGU ve SFY tedavisi sonrasında bireylerde yaşam kalitesi açısından anlamlı değişiklik görülmemiştir. Amputelerin sosyal yaşama geri dönüş ve mesleki rehabilitasyon döneminde iken çalışmaya dahil edilmeleri, amputasyon seviyesinin transtibial olması, uzun süre protez kullanıyor olmaları, her iki grubun yaşam kalitesi başlangıç skorlarının yüksek olması gibi faktörlerin bu sonuçların ortaya çıkmasında önemli rol oynadığı düşünülmektedir

Amputeyi psikolojik yönden desteklemesi, ağırlık aktarmanın artması, dengenin gelişmesi, vücut imajının olumlu etkilenmesi ve yaptığı aktivitelerde başarılı olduğunu görmesi gibi faktörlerin SGU grubunda yaşam kalitesi parametrelerinden ağrıda azalma meydana gelmesine katkı yaptığı görülmüştür.

- Bu çalışmanın transtibial amputasyonu olan bireylerde sanal gerçeklik uygulamaları ve standart fizyoterapi yöntemlerinin kinezyofobi üzerinde olumlu etkiler gerçekleştiren uygulamalar olduğu belirlenmiştir. Amputasyonu olan bireyin, ampute taraf ekstremitelerini de hedefe yönelik aktivitelerde oyun içerisinde bağımsız olarak kullanabildiğini görebilmesi, zamana karşı yarışması ve bunu birçok kez tekrar ederken başarısının objektif olarak farketmesi bireyin motivasyonunu çok fazla arttırmaktadır. SGU’da elde edilen olumlu gelişmelerin bu faktörlerden kaynaklandığı görülmüştür.

- SGU ile SFY’nin performans üzerine olumlu etkilerinin olduğu, SFY ve SGU sonunda her iki grupta da tedavi sonrası yürüyüş mesafesinin anlamlı şekilde

arttığı görülmüştür. Bireylerin yaş ortalamasının düşük olması, bireylerin transtibial amputasyona sahip olmaları, bireylerin aktif olmaları ve protezli tarafa ağırlık aktarma miktarındaki artış meydana gelmesinin bu sonucu ortaya çıkardığı düşünülmektedir. Gruplar karşılaştırıldığında ise SGU grubunda anlamlı sonuçlar elde edilmiştir. SFY grubunda ev programı olarak verilen egzersizlerin kontrol edilememesinin ve başlangıç yürüyüş mesafelerinin fazla olmasından dolayı gerçekleştiği düşünülmektedir. SGU grubunda görülen gelişmenin nedeninin bireyin sanal ortamdaki görüntüsünün izlenmesiyle ayna nöron sisteminin devreye girmesi ve bu sistemin motor performansı artırması ayrıca bireyin kendisinin bunu görebilmesi sonucunda rehabilitasyon programının olumlu etkilenmesinden kaynaklandığı düşünülmektedir.

- Tek ayak üzerinde durma süreleri açısından hem SGU'nun hem de SFY'nin olumlu etkileri olduğu görülmüştür. Ağırlık aktarma simetrisinin gelişmesinin, ağrıda azalma meydana gelmesinin ve psikolojik durumlarının düzelmesinin etkili faktörler olduğu belirlenmiştir. Uygulamalar sonucunda görülen gelişmenin her iki grupta da olması, SFY ve SGU'nun denge üzerine olumlu etki yaptığını göstermektedir. Bu sonuçlar sanal gerçekliğin transtibial ampute rehabilitasyonu içerisinde denge tedavisi için kullanılabilecek alternatif bir uygulama olabileceğini düşündürmektedir.

- Bireylerin proteze uyum ve protez kullanımları TAPES anketi ile değerlendirilmiştir. Psikososyal uyum ve günlük protez kullanımı her iki grupta da anlamlı değişim göstermemiştir. Aktivite limitasyonu alt başlığında, SFY grubunda anlamlı gelişme gösterdiği tespit edilmiştir. Bu anlamlı gelişmenin, bireylerin dengelerinde ve ağırlık aktarma miktarlarındaki gelişmeden kaynaklandığı düşünülmektedir. SGU'da tedavi sonrası protez memnuniyet düzeylerinde artış olduğu görülmüştür. SGU'da bu artış vizüel feedback ile duyuşal girdi almasından, vücut farkındalığı ve postüral düzgünlükte artma olmasından kaynaklanmaktadır. Protezli tarafa ağırlık aktarma miktarı, tek ayak üzerinde dengenin gelişimi, kinezyofobi, depresyon ve performans sonuçlarının, protez memnuniyetini arttırdığı düşünülmektedir.

- Transtibial amputasyonu olan bireylerde depresyon açısından SFY grubunda zamanla değişim istatistiksel olarak anlamlılık göstermemesine rağmen

olumlu yönde değişiklikler gösterdikleri saptanmıştır. SGU grubunda ise zamanla değişim istatistiksel olarak anlamlılık göstermiştir. Uygulamalar arası bu farklılığın bireyin kendisini ekranda avatarın vücut bütünlüğü korunmuş, sağlam bir şekilde görmesinden ve oyunlar içerisindeki performansındaki artışını objektif olarak kendisinin görebilmesinden kaynaklandığı düşünülmektedir.

- Bireylerin SGU ve SFY sonrası yürüyüş parametreleri araştırılmıştır. Bireylerin tedavi öncesi ve sonrasında ortalama yürüyüş parametreleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. Protezli ekstremitte adım uzunluğu, kadans, adım genişliği, yürüme hızı olarak incelendiğinde grup içi değerlendirmelerde anlamlı farka rastlanılmıştır. Bu sonuçların elde edilmesinin dengenin gelişmesinden vücutta protezli ekstremitte üzerine ağırlık aktarma miktarının artmasından, kinezyofobi ve depresyon düzeylerindeki azalmadan kaynaklandığı düşünülmektedir. Ayrıca SGU’da daha fazla olumlu değişiklik oluşmasındaki temel mekanizma, SGU’nun ayna nöronların uyarılabilirliğini artırmasıdır. Sonucunda da motor performansın ve fonksiyonel durumun olumlu etkilendiği düşünülmektedir.

Literatürde sanal gerçeklik uygulamalarının ağırlık aktarma, yürüyüş asimetrisi ve denge üzerine etkilerinin incelendiği çalışmalar görülmekle birlikte, yaşam kalitesi, kinezyofobi, performans, protez uyumu ve depresyon düzeyinin değerlendirilmediği görülmektedir. Varolan çalışmalar da sağlıklı bireylerden oluşan kontrol grupları ve çalışma gruplarında da farklı seviyelerden olan amputasyonu olan bireylerden oluşmaktadır. Çalışmamızda SGU’nun fizyoterapi ve rehabilitasyon sonuçlarına olumlu katkı yaptığı görülmektedir. Fizyoterapistler tarafından rehabilitasyon sürecine SGU’nun dahil edilmesi uzun dönem protez kullanımı sonrası bile olumlu katkı yapacaktır. Ayrıca SGU’ya transtibial amputasyonu olan bireylerin kompliyansının yüksek olduğu görülmüştür.

Çalışmamız sonuçları göz önüne alındığında SGU’nun uzun dönem sonuçlarının takip edilebileceği, çocuk ve yeni amputasyonu olan bireyler için kullanılabileceği ve sonuçlarının araştırılabileceği, ev programı önerilen tüm fizyoterapi uygulamaları içerisinde kullanılabileceği ve etkinliğinin araştırılabileceği düşünülmektedir.

7. KAYNAKLAR

1. Hsu MJ, Nielsen DH, Lin-Chan SJ, Shurr D. The effects of prosthetic foot design on physiologic measurements, self-selected walking velocity, and physical activity in people with transtibial amputation. *Arch Phys Med Rehabil*. 2006;87(1):123-9.
2. Hofstad CJ, van der Linde H, Nienhuis B, Weerdesteyn V, Duysens J, Geurts AC. High failure rates when avoiding obstacles during treadmill walking in patients with a transtibial amputation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2006;87(8):1115-22.
3. Esquenazi A. Amputation rehabilitation and prosthetic restoration. From surgery to community reintegration. *Disabil Rehabil*. 2004;26(14-15):831-6.
4. Davie-Smith F, Paul L, Nicholls N, Stuart WP, Kennon B. The impact of gender, level of amputation and diabetes on prosthetic fit rates following major lower extremity amputation. *Prosthet Orthot Int*. 2016;41(1):19-25.
5. Most RS, Sinnock P. The epidemiology of lower extremity amputations in diabetic individuals. *Diabetes Care*. 1983;6(1):87-91.
6. Christensen J, Ipsen T, Doherty P, Langberg H. Physical and social factors determining quality of life for veterans with lower-limb amputation(s): a systematic review. *Disabil Rehabil*. 2016;38(24):2345-53.
7. Geertzen JH, Martina JD, Rietman HS. Lower limb amputation. Part 2: Rehabilitation--a 10 year literature review. *Prosthet Orthot Int*. 2001;25(1):14-20.
8. Zidarov D, Swaine B, Gauthier-Gagnon C. Quality of Life of Persons With Lower-Limb Amputation During Rehabilitation and at 3-Month Follow-Up. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2009;90(4):634-45.
9. Miller WC, Deathe AB, Speechley M, Koval J. The influence of falling, fear of falling, and balance confidence on prosthetic mobility and social activity among individuals with a lower extremity amputation. *Arch Phys Med Rehab*. 2001;82(9):1238-44.
10. Malone JM, Moore W, Leal JM, Childers SJ. Rehabilitation for lower extremity amputation. *Arch Surg*. 1981;116(1):93-8.
11. Erbahceci F, Yigiter K, Sener G, Bayar K, Ulger O. Balance training in amputees: comparison of the outcome of two rehabilitation approaches. *Journal of Arthroplasty & Arthroscopic*. 2001;12(2):184-88.
12. Bisson E, Contant B, Sveistrup H, Lajoie Y. Functional balance and dual-task reaction times in older adults are improved by virtual reality and biofeedback training. *Cyberpsychol Behav*. 2007;10(1):16-23.
13. D'Angelo M, Narayanan S, Reynolds DB, Kotowski S, Page S. Application of virtual reality to the rehabilitation field to aid amputee rehabilitation: findings from a systematic review. *Disabil Rehabil Assist Technol*. 2010;5(2):136-42.

14. Christensen B, Ellegaard B, Bretler U, Ostrup EL. The effect of prosthetic rehabilitation in lower limb amputees. *Prosthet Orthot Int.* 1995;19(1):46-52.
15. Chin T, Sawamura S, Fujita H, Nakajima S. Effect of endurance training program based on anaerobic threshold (AT) for lower limb amputees. *Journal of rehabilitation research and development.* 2001;38(1):7.
16. Yiğiter K, Şener G, Erbahceci F, Bayar K, Ülger Ö, Akdoğan S. A comparison of traditional prosthetic training versus proprioceptive neuromuscular facilitation resistive gait training with trans-femoral amputees. *Prosthetics and orthotics international.* 2002;26(3):213-7.
17. Ülger Ö, Topuz S, Bayramlar K, Şener G, Erbahceci F. Effectiveness of phantom exercises for phantom limb pain: a pilot study. *Journal of rehabilitation medicine.* 2009;41(7):582-4.
18. Murray CD, Patchick E, Pettifer S, Caillette F, Howard T. Immersive virtual reality as a rehabilitative technology for phantom limb experience: A protocol. *Cyberpsychology & Behavior.* 2006;9(2):167-70.
19. Darter BJ, Wilken JM. Gait training with virtual reality-based real-time feedback: improving gait performance following transfemoral amputation. *Phys Ther.* 2011;91(9):1385-94.
20. Resnik L, Etter K, Klinger SL, Kambe C. Using virtual reality environment to facilitate training with advanced upper-limb prosthesis. *Journal of Rehabilitation Research and Development.* 2011;48(6):707-18.
21. Andrysek J, Klejman S, Steinnagel B, Torres-Moreno R, Zabjek KF, Salbach NM, et al. Preliminary evaluation of a commercially available videogame system as an adjunct therapeutic intervention for improving balance among children and adolescents with lower limb amputations. *Archives of physical medicine and rehabilitation.* 2012;93(2):358-66.
22. Resnik L, Etter K, Klinger SL, Kambe C. Using virtual reality environment to facilitate training with advanced upper-limb prosthesis. *Journal of rehabilitation research and development.* 2011;48(6):707.
23. Şener G, Erbahceci FP. HÜ Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu Yayınları 24, II. Baskı, Ankara. 2001:147-78.
24. Aygan İ, Tuncay İ, Tosun N, Vural S. Amputasyonlar: Nedenleri ve seviyeleri. *Artroplasti Artroskopik Cerrahi.* 1999;10(2):179-83.
25. Van der Linde H, Hofstad CJ, Geurts AC, Postema K, Geertzen JH, van Limbeek J. A systematic literature review of the effect of different prosthetic components on human functioning with a lower-limb prosthesis. *J Rehabil Res Dev.* 2004;41(4):555-70.
26. Schmalz T, Blumentritt S, Jarasch R. Energy expenditure and biomechanical characteristics of lower limb amputee gait: The influence of prosthetic alignment and different prosthetic components. *Gait & posture.* 2002;16(3):255-63.

27. Robert Gailey PhD P. Review of secondary physical conditions associated with lower-limb amputation and long-term prosthesis use. *Journal of rehabilitation research and development*. 2008;45(1):15-29.
28. Dillingham TR, Pezzin LE, MacKenzie EJ. Limb amputation and limb deficiency: epidemiology and recent trends in the United States. *Southern medical journal*. 2002;95(8):875-84.
29. Tükenmez M, Çekin T, Karataş C, Perçin S, Tezeren G. Diyabetik Ayakta Alt Ekstremitte Amputasyonları. *CÜ Tıp Fakültesi Dergisi*. 2005;2(3):100-4.
30. Sümer A, Onur E, Altınlı E, Çelik A, Çağlayan K, Köksal N. Alt Ekstremitte Amputasyonlarında Klinik Deneyimlerimiz. *Turgut Özal Tıp Merkezi Dergisi*. 2008;15(3):187-190.
31. Dogan A, Sungur I, Bilgic S, Uslu M, Atik B, Tan O, et al. Amputations in eastern Turkey (Van): a multicenter epidemiological study. *Acta Orthop Traumatol Turc*. 2008;42(1):53-8.
32. Şener G , Yiğiter K, Erbahçeci F, Bayar K. Fizik tedavi ve rehabilitasyon yüksekokulu Protez ve biyomekanik ünitesinde 1974-1999 yılları arasında protezleri yapılan amputelerin değerlendirilmesi. In: Alsancak S, editor. *II Ulusal Protez ve Ortez Kongresi*; 2000; Ankara, 1999, 295-303.
33. Serizawa F, Sasaki S, Fujishima S, Akamatsu D, Goto H, Amada N. Mortality rates and walking ability transition after lower limb major amputation in hemodialysis patients. *Journal of vascular surgery*. 2016;64(4): 1018-25.
34. Dillon MP, Fortington LV, Akram M, Erbas B, Kohler F. Geographic Variation of the Incidence Rate of Lower Limb Amputation in Australia from 2007-12. *PloS one*. 2017;12(1):1-14.
35. Lusardi MM, Jorge M, Nielsen CC. *Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation*; 3: St. Louis Missouri; Elsevier Health Sciences; 2013.
36. Gitter A, Czerniecki JM, DeGroot DM. Biomechanical analysis of the influence of prosthetic feet on below-knee amputee walking. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. 1991;70(3):142-8.
37. Barth DG, Schumacher L, Thomas SS. Gait Analysis and Energy Cost of Below-Knee Amputees Wearing Six Different Prosthetic Feet. *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics*. 1992;4(2):63-75.
38. Medicare Cf, Services M. *Healthcare Common Procedure Coding System (HCPCS)*; Centers for Medicare & Medicaid Services; 2003;144(7):533-36.
39. Barr AE, Lohmann Siegel K, Danoff JV, McGarvey III CL, Tomasko A, Sable I, et al. Biomechanical comparison of the energy-storing capabilities of SACH and Carbon Copy II prosthetic feet during the stance phase of gait in a person with below-knee amputation. *Physical Therapy*. 1992;72(5):344-54.
40. Fergason J, Smith DG. Socket considerations for the patient with a transtibial amputation. *Clinical orthopaedics and related research*. 1999;361(2):76-84.
41. Radcliffe CW. *The patellar-tendon-bearing below-knee prosthesis*. Biomechanics Laboratory. 1961.

42. Hachisuka K, Nakamura T, Ohmine S, Shitama H, Shinkoda K. Hygiene problems of residual limb and silicone liners in transtibial amputees wearing the total surface bearing socket. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2001;82(9):1286-90.
43. Yiğiter K, Şener G, Bayar K. Comparison of the effects of patellar tendon bearing and total surface bearing sockets on prosthetic fitting and rehabilitation. *Prosthetics and orthotics international*. 2002;26(3):206-12.
44. Hachisuka K, Takahashi M, Ogata H, Ohmine S, Shitama H, Shinkoda K. Properties of the flexible pressure sensor under laboratory conditions simulating the internal environment of the total surface bearing socket. *Prosthetics and orthotics international*. 1998;22(3):186-92.
45. Baars E, Geertzen J. Literature review of the possible advantages of silicon liner socket use in trans-tibial prostheses. *Prosthetics and orthotics international*. 2005;29(1):27-37.
46. Gholizadeh H, Osman NA, Eshraghi A, Ali S, Razak N. Transtibial prosthesis suspension systems: systematic review of literature. *Clinical biomechanics*. 2014;29(1):87-97.
47. Wirta RW, Golbranson FL, Randy Mason C, Calvo K. Analysis of below-knee suspension systems. *Journal of rehabilitation research and development*. 1990;27(4):385-396.
48. Board W, Street G, Caspers C. A comparison of trans-tibial amputee suction and vacuum socket conditions. *Prosthetics and orthotics international*. 2001;25(3):202-9.
49. Ali S, Osman NAA, Naqshbandi MM, Eshraghi A, Kamyab M, Gholizadeh H. Qualitative study of prosthetic suspension systems on transtibial amputees' satisfaction and perceived problems with their prosthetic devices. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2012;93(11):1919-23.
50. Traballesi M, Delussu A, Fusco A, Iosa M, Averna T, Pellegrini R, et al. Residual limb wounds or ulcers heal in transtibial amputees using an active suction socket system. A randomized controlled study. *Eur J Phys Rehabil Med*. 2012;48(4):613-23.
51. Hoskins RD, Sutton EE, Kinor D, Schaeffer JM, Fatone S. Using vacuum-assisted suspension to manage residual limb wounds in persons with transtibial amputation: a case series. *Prosthetics and orthotics international*. 2014;38(1):68-74.
52. Wood S, Stefania Fatone PhD B. Methods for characterization of mechanical and electrical prosthetic vacuum pumps. *Journal of rehabilitation research and development*. 2013;50(8):1069-78.
53. Sanderson DJ, Martin PE. Lower extremity kinematic and kinetic adaptations in unilateral below-knee amputees during walking. *Gait & posture*. 1997;6(2):126-36.

54. Kulkarni J, Wright S, Toole C, Morris J, Hiron R. Falls in patients with lower limb amputations: prevalence and contributing factors. *Physiotherapy*. 1996;2(82):130-6.
55. Bateni H, Olney SJ. Kinematic and kinetic variations of below-knee amputee gait. *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics*. 2002;14(1):2-10.
56. Alsancak S. Alt Ekstremitte Protezlerinde Biyomekanik Yaklaşımlar. Ankara Üniversitesi Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu Yıllığı. 2001;2(1):33-44.
57. Zernicke R, Hoy M, Whiting W. Ground reaction forces and center of pressure patterns in the gait of children with amputation: preliminary report. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 1985;66(11):736-41.
58. Nolan L, Wit A, Dudziński K, Lees A, Lake M, Wychowański M. Adjustments in gait symmetry with walking speed in trans-femoral and trans-tibial amputees. *Gait & posture*. 2003;17(2):142-51.
59. Powers CM, Torburn L, Perry J, Ayyappa E. Influence of prosthetic foot design on sound limb loading in adults with unilateral below-knee amputations. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 1994;75(7):825-9.
60. Norvell DC, Czerniecki JM, Reiber GE, Maynard C, Pecoraro JA, Weiss NS. The prevalence of knee pain and symptomatic knee osteoarthritis among veteran traumatic amputees and nonamputees. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2005;86(3):487-93.
61. Winter DA, Sienko SE. Biomechanics of below-knee amputee gait. *Journal of biomechanics*. 1988;21(5):361-7.
62. Winter DA. Biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological 1991.
63. Andriacchi T, Ogle J, Galante J. Walking speed as a basis for normal and abnormal gait measurements. *Journal of biomechanics*. 1977;10(4):261-8.
64. Murray M, Mollinger L, Sepic S, Gardner G, Linder M. Gait patterns in above-knee amputee patients: hydraulic swing control vs constant-friction knee components. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 1983;64(8):339-45.
65. Breakey J. Gait of unilateral below-knee amputees. *Orthotics and Prosthetics*. 1976;30(3):17-24.
66. Tibarewala D, Ganguli S. Pattern recognition in tachographic gait records of normal and lower extremity handicapped human subjects. *Medical Engineering and Physics*. 1982;4(3):233-40.
67. Kegel B, Burgess EM, Starr TW, Daly WK. Effects of isometric muscle training on residual limb volume, strength, and gait of below-knee amputees. *Physical therapy*. 1981;61(10):1419-26.
68. Silverman AK, Fey NP, Portillo A, Walden JG, Bosker G, Neptune RR. Compensatory mechanisms in below-knee amputee gait in response to increasing steady-state walking speeds. *Gait & posture*. 2008;28(4):602-9.

69. Arya A, Lees A, Nerula H, Klenerman L. A biomechanical comparison of the SACH, Seattle and Jaipur feet using ground reaction forces. *Prosthetics and Orthotics International*. 1995;19(1):37-45.
70. Esquenazi A. Amputation rehabilitation and prosthetic restoration. From surgery to community reintegration. *Disability and rehabilitation*. 2004;26(14-15):831-6.
71. Blumentritt S. A new biomechanical method for determination of static prosthetic alignment. *Prosthetics and orthotics international*. 1997;21(2):107-13.
72. van der Schans CP, Geertzen JH, Schoppen T, Dijkstra PU. Phantom pain and health-related quality of life in lower limb amputees. *Journal of pain and symptom management*. 2002;24(4):429-36.
73. Koçyigit H, Aydemir O, Olmez N, Memis A. SF-36'nin Türkçe için güvenilirliği ve geçerliliği. *Ege Fiz Ted Reh Derg*. 1999;12:102-6.
74. Topuz S, Ülger Ö, Yakut Y, Gül Şener F. Reliability and construct validity of the Turkish version of the Trinity Amputation and Prosthetic Experience Scales (TAPES) in lower limb amputees. *Prosthetics and orthotics international*. 2011;35(2):201-6.
75. Gauthier-Gagnon C, Grisé M-C, Potvin D. Enabling factors related to prosthetic use by people with transtibial and transfemoral amputation. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 1999;80(6):706-13.
76. Lin S-J, Bose NH. Six-minute walk test in persons with transtibial amputation. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2008;89(12):2354-9.
77. Geertzen J, Martina J, Rietman H. Lower limb amputation part 2: Rehabilitation- A 10 year literature review. *Prosthetics and Orthotics International*. 2001;25(1):14-20.
78. Esquenazi A, DiGiacomo R. Rehabilitation after amputation. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 2001;91(1):13-22.
79. Coletta EM. Care of the elderly patient with lower extremity amputation. *The Journal of the American Board of Family Practice*. 2000;13(1):23-34.
80. Esquenazi A, Meier RH. Rehabilitation in limb deficiency. 4. Limb amputation. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 1996;77(3):18-28.
81. Chin T, Sawamura S, Fujita H, Nakajima S, Oyabu H, Nagakura Y, et al. Physical fitness of lower limb amputees. *American journal of physical medicine & rehabilitation*. 2002;81(5):321-5.
82. Matjacić Z, Burger H. Dynamic balance training during standing in people with trans-tibial amputation: a pilot study. *Prosthetics and orthotics international*. 2003;27(3):214-20.
83. Gentile A. Skill acquisition: Action, movement, and the neuromotor processes. *Movement science: Foundations for physical therapy in rehabilitation*. 1987.
84. Shumway-Cook A, Woollacott MH. *Motor control: translating research into clinical practice*: Lippincott Williams & Wilkins; 2007.

85. Nissen SJ, Newman WP. Factors influencing reintegration to normal living after amputation. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 1992;73(6):548-51.
86. Legro MW, Reiber GE, Czerniecki JM, Sangeorzan BJ. Recreational activities of lower-limb amputees with prostheses. *Journal of rehabilitation research and development*. 2001;38(3):319-25.
87. Kegel B, Carpenter ML, Burgess EM. Functional capabilities of lower extremity amputees. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 1978;59(3):109-20.
88. Klute GK, Berge JS, Orendurff MS, Williams RM, Czerniecki JM. Prosthetic intervention effects on activity of lower-extremity amputees. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2006;87(5):717-22.
89. Wilson PN, Foreman N, Stanton D. Virtual reality, disability and rehabilitation. *Disability and rehabilitation*. 1997;19(6):213-20.
90. Weiss PL, Rand D, Katz N, Kizony R. Video capture virtual reality as a flexible and effective rehabilitation tool. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*. 2004;1(1):12.
91. Gunel MK, Kara OK, Ozal C, Turker D. Virtual reality in rehabilitation of children with cerebral palsy. *Cerebral Palsy-Challenges for the Future: InTech*; 2014: DOI: 10.5772/57486.
92. Toktaş H, Yaman F, Ulaşlı AM, Dünder Ü. Spinoserebellar Ataksili Bir Olguda Sanal Gerçeklik Rehabilitasyonu. *Turkish Journal of Physical Medicine & Rehabilitation/Türkiye Fiziksel Tip ve Rehabilitasyon Dergisi*. 2015;61(4):383-6.
93. Holden MK. Virtual environments for motor rehabilitation. *Cyberpsychology & behavior*. 2005;8(3):187-211.
94. Lotze M, Braun C, Birbaumer N, Anders S, Cohen LG. Motor learning elicited by voluntary drive. *Brain*. 2003;126(4):866-72.
95. Reid DT. Benefits of a virtual play rehabilitation environment for children with cerebral palsy on perceptions of self-efficacy: a pilot study. *Pediatric rehabilitation*. 2002;5(3):141-8.
96. Chen R, Corwell B, Yaseen Z, Hallett M, Cohen LG. Mechanisms of cortical reorganization in lower-limb amputees. *Journal of Neuroscience*. 1998;18(9):3443-50.
97. Hall E, Flament D, Fraser C, Lemon R. Non-invasive brain stimulation reveals reorganised cortical outputs in amputees. *Neuroscience letters*. 1990;116(3):379-86.
98. Cohen LG, Bandinelli S, Findley TW, Hallett M. Motor reorganization after upper limb amputation in man: a study with focal magnetic stimulation. *Brain*. 1991;114(1):615-27.
99. Knecht S, Henningsen H, Elbert T, Flor H, Höhling C, Pantev C, et al. Cortical reorganization in human amputees and mislocalization of painful stimuli to the phantom limb. *Neuroscience letters*. 1995;201(3):262-4.

100. Draganski B, Moser T, Lummel N, Gänssbauer S, Bogdahn U, Haas F, et al. Decrease of thalamic gray matter following limb amputation. *Neuroimage*. 2006;31(3):951-7.
101. Di Vita A, Boccia M, Palermo L, Nemmi F, Traballesi M, Brunelli S, et al. Cerebellar grey matter modifications in lower limb amputees not using prosthesis. *Scientific reports*. 2018;8(1):370.
102. Preißler S, Feiler J, Dietrich C, Hofmann GO, Miltner WH, Weiss T. Gray matter changes following limb amputation with high and low intensities of phantom limb pain. *Cerebral cortex*. 2012;23(5):1038-48.
103. Schmidt RA, Lee T, Winstein C, Wulf G, Zelaznik H. *Motor Control and Learning*, 6E: Human kinetics; 2018.
104. Shumway-Cook A, Woollacott MH. *Motor Kontrol*. 5.Baskı Ankara,Hipokrat Kitabevi,2018.
105. Maclean N, Pound P. A critical review of the concept of patient motivation in the literature on physical rehabilitation. *Social science & medicine*. 2000;50(1):495-506.
106. Chan DK-C, Hagger MS, Spray CM. Treatment motivation for rehabilitation after a sport injury: Application of the trans-contextual model. *Psychology of Sport and Exercise*. 2011;12(2):83-92.
107. Siegert RJ, Taylor WJ. Theoretical aspects of goal-setting and motivation in rehabilitation. *Disability and rehabilitation*. 2004;26(1):1-8.
108. de Vries AW, Faber G, Jonkers I, Van Dieen JH, Verschueren SM. Virtual reality balance training for elderly: Similar skiing games elicit different challenges in balance training. *Gait & posture*. 2018;5(9):111-6.
109. Cuperus AA, Keizer A, Evers AW, van den Houten MM, Teijink JA, van der Ham IJ. Manipulating spatial distance in virtual reality: Effects on treadmill walking performance in patients with intermittent claudication. *Computers in Human Behavior*. 2018;79:211-6.
110. Ramachandran VS, Rogers-Ramachandran D. Sensations referred to a patient's phantom arm from another subjects intact arm: perceptual correlates of mirror neurons. *Medical Hypotheses*. 2008;70(6):1233-4.
111. Ramachandran VS, Altschuler EL. The use of visual feedback, in particular mirror visual feedback, in restoring brain function. *Brain*. 2009;132(7):1693-710.
112. Subedi B, Grossberg GT. Phantom limb pain: mechanisms and treatment approaches. *Pain research and treatment*. 2011;2(11):1-9.
113. Dancause N, Barbay S, Frost SB, Plautz EJ, Chen D, Zoubina EV, et al. Extensive cortical rewiring after brain injury. *Journal of Neuroscience*. 2005;25(44):10167-79.
114. Garrison KA, Winstein CJ, Aziz-Zadeh L. The mirror neuron system: a neural substrate for methods in stroke rehabilitation. *Neurorehabilitation and neural repair*. 2010;24(5):404-12.

115. Cross ES, Kraemer DJ, Hamilton AFdC, Kelley WM, Grafton ST. Sensitivity of the action observation network to physical and observational learning. *Cerebral cortex*. 2008;19(2):315-26.
116. Kantak SS, Stinear JW, Buch ER, Cohen LG. Rewiring the brain: potential role of the premotor cortex in motor control, learning, and recovery of function following brain injury. *Neurorehabilitation and neural repair*. 2012;26(3):282-92.
117. Tarakçı D. Pediatrik Rehabilitasyonda Oyun Konsolları ile Sanal Gerçeklik Uygulamaları. *Türkiye Klinikleri Journal of Physiotherapy and Rehabilitation-Special Topics*. 2015;1(1):30-4.
118. Sveistrup H. Motor rehabilitation using virtual reality. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*. 2004;1(1):10-18.
119. Gourlay D, Lun K, Liya G. Review of virtual reality treatment for mental health. *Studies in health technology and informatics*. 2001;84(Pt 1):820-4.
120. Rizzo AS. Virtual reality and disability: emergence and challenge. *Disability and rehabilitation*. 2002;24(11-12):567-9.
121. Sveistrup H, McComas J, Thornton M, Marshall S, Finestone H, McCormick A, et al. Experimental studies of virtual reality-delivered compared to conventional exercise programs for rehabilitation. *CyberPsychology & Behavior*. 2003;6(3):245-9.
122. Saposnik G, Mamdani M, Bayley M, Thorpe KE, Hall J, Cohen LG, et al. Effectiveness of Virtual Reality Exercises in STroke Rehabilitation (EVREST): rationale, design, and protocol of a pilot randomized clinical trial assessing the Wii gaming system. *International Journal of Stroke*. 2010;5(1):47-51.
123. Mousavi Hondori H, Khademi M. A review on technical and clinical impact of microsoft kinect on physical therapy and rehabilitation. *Journal of medical engineering*. 2014;10(11):1-17.
124. Geurts A, Mulder TW, Nienhuis B, Rijken R. Dual-task assessment of reorganization of postural control in persons with lower limb amputation. *Arch Phys Med Rehabil*. 1991;72(13):1059-64.
125. Tanaka K, Parker J, Baradoy G, Sheehan D, Holash JR, Katz L. A comparison of exergaming interfaces for use in rehabilitation programs and research. *Loading*. 2012;6(9):69-81.
126. Taylor MJ, McCormick D, Shawis T, Impson R, Griffin M. Activity-promoting gaming systems in exercise and rehabilitation. *Journal of rehabilitation research and development*. 2011;48(10):1171-86.
127. Mortensen J, Kristensen LQ, Brooks EP, Brooks AL. Women with fibromyalgia's experience with three motion-controlled video game consoles and indicators of symptom severity and performance of activities of daily living. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*. 2015;10(1):61-6.
128. Stone EE, Skubic M, editors. Capturing habitual, in-home gait parameter trends using an inexpensive depth camera. *Engineering in Medicine and Biology*

- Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE; 2012: IEEE.
129. Metin Ökmen B, Doğan Aslan M, Çetin F. The effect of Virtual Reality Therapy on psychological adaptation in children with cerebral palsy. *Archives of Neuropsychiatry* 2013; 50(2): 70-74.
 130. Wang M, Reid D. Virtual reality in pediatric neurorehabilitation: attention deficit hyperactivity disorder, autism and cerebral palsy. *Neuroepidemiology*. 2011;36(1):2-18.
 131. Murray CD, Pettifer S, Howard T, Patchick EL, Caillette F, Kulkarni J, et al. The treatment of phantom limb pain using immersive virtual reality: three case studies. *Disability and rehabilitation*. 2007;29(18):1465-9.
 132. Kamel Boulos MN. Xbox 360 Kinect exergames for health. *Games for Health: Research, Development, and Clinical Applications*. 2012;1(5):326-30.
 133. Kamel Boulos MN. Xbox 360 Kinect Exergames for Health. *Games Health J*. 2012;1(5):326-30.
 134. Fern'ndez-Baena A, Susín A, Biomechanical validation of upper-body and lower-body joint movements of kinect motion capture data for rehabilitation treatments, Lligadas X., 19-21 Sept. 2012 4th International Conference ; 2012: IEEE, Bucharest, Romania, Intelligent networking and collaborative systems (INCoS), 10.1109/iNCoS.2012.66.
 135. Deutsch JE, Borbely M, Filler J, Huhn K, Guarrera-Bowlby P. Use of a low-cost, commercially available gaming console (Wii) for rehabilitation of an adolescent with cerebral palsy. *Physical therapy*. 2008;88(10):1196-207.
 136. Schmalz T, Blumentritt S, Drewitz H, Freslier M. The influence of sole wedges on frontal plane knee kinetics, in isolation and in combination with representative rigid and semi-rigid ankle-foot-orthoses. *Clinical Biomechanics*. 2006;21(6):631-9.
 137. Blumentritt S, Sghmalz T, Jarasch R, Schneider M. Effects of sagittal plane prosthetic alignment on standing trans-tibial amputee knee loads. *Prosthetics and orthotics international*. 1999;23(3):231-8.
 138. Ware Jr JE. SF-36 health survey update. *Spine*. 2000;25(24):3130-9.
 139. Brooks D, Parsons J, Hunter JP, Devlin M, Walker J. The 2-minute walk test as a measure of functional improvement in persons with lower limb amputation. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2001;82(10):1478-83.
 140. Hagberg K, Brånemark R, Hägg O. Questionnaire for Persons with a Transfemoral Amputation (Q-TFA): initial validity and reliability of a new outcome measure. *Journal of rehabilitation research and development*. 2004;41(5):695-706.
 141. Kori S. Kinisophobia: a new view of chronic pain behavior. *Pain Manage*. 1990:35-43.
 142. Miller R, Kori S, Todd D. The Tampa Scale, Tampa, FL, unpublished report. Woby RS, Urmston M and Watson JP,(2007) Self-efficacy mediates the relation

- between pain-related fear and outcome in chronic low back pain patients
European Journal of Pain. 1991;11(7):711-8.
143. Yilmaz ÖT, Yakut Y, Uygur F, ULUĞ N. Tampa Kinezyofobi Ölçeği'nin Türkçe versiyonu ve test-tekrar test güvenirliği. *Fizyoterapi Rehabilitasyon*. 2011;22(1):44-9.
 144. Stokvis A, van der Avoort D-JJ, van Neck JW, Hovius SE, Coert JH. Surgical management of neuroma pain: a prospective follow-up study. *PAIN®*. 2010;151(3):862-9.
 145. Van Der Avoort D, Hovius S, Selles R, Van Neck J, Coert J. The incidence of symptomatic neuroma in amputation and neurorrhaphy patients. *Journal of Plastic, Reconstructive & Aesthetic Surgery*. 2013;66(10):1330-4.
 146. Freeman M, Dean M, Hanham I. The etiology and prevention of functional instability of the foot. *Bone & Joint Journal*. 1965;47(4):678-85.
 147. Dite W, Connor HJ, Curtis HC. Clinical identification of multiple fall risk early after unilateral transtibial amputation. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2007;88(1):109-14.
 148. Quai TM, Brauer SG, Nitz JC. Somatosensation, circulation and stance balance in elderly dysvascular transtibial amputees. *Clinical rehabilitation*. 2005;19(6):668-76.
 149. Hermodsson Y, Ekdahl C, Persson B, Roxendal G. Standing balance in transtibial amputees following vascular disease or trauma: a comparative study with healthy subjects. *Prosthetics and Orthotics International*. 1994;18(3):150-8.
 150. Gallagher P, MacLachlan M. Development and psychometric evaluation of the Trinity Amputation and Prosthesis Experience Scales (TAPES). *Rehabilitation Psychology*. 2000;45(2):130-154.
 151. Beck AT, Steer RA, Carbin MG. Psychometric properties of the Beck Depression Inventory: Twenty-five years of evaluation. *Clinical psychology review*. 1988;8(1):77-100.
 152. Hisli N. A validation study of Beck Depressior Inventory. *Turk J Psychol*. 1988;6:118-26.
 153. Montes J, Stone TM, Manning JW, McCune D, Tacad DK, Young JC, et al. Using Hexoskin Wearable Technology to Obtain Body Metrics in a Trail Hiking Setting. *International Journal of Exercise Science*. 2015;8(4):425-430.
 154. Fung J, Richards CL, Malouin F, McFadyen BJ, Lamontagne A. A treadmill and motion coupled virtual reality system for gait training post-stroke. *CyberPsychology & behavior*. 2006;9(2):157-62.
 155. Baker P, Hewison S. Gait recovery pattern of unilateral lower limb amputees during rehabilitation. *Prosthetics and orthotics international*. 1990;14(2):80-4.
 156. Whittle MW. Normal gait. *Gait analysis: an introduction* 4th ed Edinburgh: Butterworth-Heinemann. 2007:47-100.
 157. Gates DH, Darter BJ, Dingwell JB, Wilken JM. Comparison of walking overground and in a Computer Assisted Rehabilitation Environment (CAREN)

- in individuals with and without transtibial amputation. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*. 2012;9(1):81-91.
158. Betker AL, Szturm T, Moussavi ZK, Nett C. Video game-based exercises for balance rehabilitation: a single-subject design. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2006;87(8):1141-9.
 159. Fletcher DD, Andrews KL, Butters MA, Jacobsen SJ, Rowland CM, Hallett JW. Rehabilitation of the geriatric vascular amputee patient: a population-based study. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2001;82(6):776-9.
 160. Erbahçeci F AC. Alt Ekstremitte Amputasyonlarında Neden, Seviye, Cins, Yaş Dağılımları ve Protez Eğitim Süresi. *Artroplasti Artroskopik Cerrahi*. 1992;4:49-53.
 161. Rosenberg DE, Turner AP, Littman AJ, Williams RM, Norvell DC, Hakimi KM, et al. Body mass index patterns following dysvascular lower extremity amputation. *Disability and rehabilitation*. 2013;35(15):1269-75.
 162. Sohn MW, Budiman-Mak E, Oh EH, Park MS, Stuck RM, Stone NJ, et al. Obesity paradox in amputation risk among nonelderly diabetic men. *Obesity*. 2012;20(2):460-2.
 163. Gailey R, Wenger M, Raya M, Kirk N, Erbs K, Spyropoulos P, et al. Energy expenditure of trans-tibial amputees during ambulation at self-selected pace. *Prosthetics and orthotics international*. 1994;18(2):84-91.
 164. Isakov E, Burger H, Gregorič M, Marinček Č. Stump length as related to atrophy and strength of the thigh muscles in trans-tibial amputees. *Prosthetics and orthotics international*. 1996;20(2):96-100.
 165. Isakov E, Burger H, Krajnik J, Gregoric M, Marincek C. Influence of speed on gait parameters and on symmetry in transtibial amputees. *Prosthetics and Orthotics International*. 1996;20(3):153-8.
 166. Chow DH, Holmes AD, Lee CK, Sin S. The effect of prosthesis alignment on the symmetry of gait in subjects with unilateral transtibial amputation. *Prosthetics and orthotics international*. 2006;30(2):114-28.
 167. Isakov E. Gait rehabilitation: a new biofeedback device for monitoring and enhancing weight-bearing over the affected lower limb. *Europa medicophysica*. 2007;43(1):21-6.
 168. Takebe KI, Nakagawa A, Minami H, Kanazawa H, Hirohata K. Role of the fibula in weight-bearing. *Clinical orthopaedics and related research*. 1984(184):289-92.
 169. Hershko E, Tauber C, Carmeli E. Biofeedback versus physiotherapy in patients with partial weight-bearing. *Am J Orthop*. 2008;37(5):92-6.
 170. Little J. A pneumatic weight-bearing temporary prosthesis for below-knee amputees. *The Lancet*. 1971;297(7693):271-3.
 171. Vrieling A, Van Keeken H, Schoppen T, Otten E, Hof A, Halbertsma J, et al. Balance control on a moving platform in unilateral lower limb amputees. *Gait & posture*. 2008;28(2):222-8.

172. Actis JA, Nolasco LA, Gates DH, Silverman AK. Lumbar loads and trunk kinematics in people with a transtibial amputation during sit-to-stand. *Journal of Biomechanics*. 2018;69(1):1-9.
173. North MM, North SM, Coble JR. Virtual reality therapy: an effective treatment for the fear of public speaking. *International Journal of Virtual Reality (IJVR)*. 2015;3(3):1-6.
174. Wiederhold BK, Wiederhold MD. *Virtual reality therapy for anxiety disorders: Advances in evaluation and treatment*, Washington, DC, US: American Psychological Association, 2005.
175. Vieira Á, Melo C, Machado J, Gabriel J. Virtual reality exercise on a home-based phase III cardiac rehabilitation program, effect on executive function, quality of life and depression, anxiety and stress: a randomized controlled trial. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*. 2018;13(2):112-23.
176. Nadollek H, Brauer S, Isles R. Outcomes after trans-tibial amputation: the relationship between quiet stance ability, strength of hip abductor muscles and gait. *Physiotherapy Research International*. 2002;7(4):203-14.
177. Miller KJ, Adair BS, Pearce AJ, Said CM, Ozanne E, Morris MM. Effectiveness and feasibility of virtual reality and gaming system use at home by older adults for enabling physical activity to improve health-related domains: a systematic review. *Age and ageing*. 2013;43(2):188-95.
178. Rothbaum BO, Hodges LF, Kooper R, Opdyke D. Effectiveness of computer-generated (virtual reality) graded exposure in the treatment of acrophobia. *The American journal of psychiatry*. 1995;152(4):626-8.
179. Anaforoğlu B. EF. *Fantom Ağrısı Tedavisinde Ayna Terapisi Ve Fantom Egzersizlerinin Etkinliğinin Karşılaştırılması (Doktora Tezi)* Ankara: Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2011.
180. Aprile I, Galli M, Pitocco D, Di Sipio E, Simbolotti C, Germanotta M, et al. Does First Ray Amputation in Diabetic Patients Influence Gait and Quality of Life? *The Journal of Foot and Ankle Surgery*. 2018;57(1):44-51.
181. Yazicioglu K, Taskaynatan MA, Guzelkucuk U, Tugcu I. Effect of playing football (soccer) on balance, strength, and quality of life in unilateral below-knee amputees. *American journal of physical medicine & rehabilitation*. 2007;86(10):800-5.
182. Sinha R, van den Heuvel WJ, Arokiasamy P. Factors affecting quality of life in lower limb amputees. *Prosthetics and orthotics international*. 2011;35(1):90-6.
183. Deans SA, McFadyen AK, Rowe PJ. Physical activity and quality of life: A study of a lower-limb amputee population. *Prosthetics and orthotics international*. 2008;32(2):186-200.
184. Meikle B, Devlin M, Garfinkel S. Interruptions to amputee rehabilitation. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2002;83(9):1222-8.
185. Reid L, Thomson P, Besemann M, Dudek N. Going places: does the two-minute walk test predict the six-minute walk test in lower extremity amputees? *Journal of rehabilitation medicine*. 2015;47(3):256-61.

186. Singh R, Ripley D, Pentland B, Todd I, Hunter J, Hutton L, et al. Depression and anxiety symptoms after lower limb amputation: the rise and fall. *Clinical rehabilitation*. 2009;23(3):281-6.
187. Atherton R, Robertson N. Psychological adjustment to lower limb amputation amongst prosthesis users. *Disability and rehabilitation*. 2006;28(19):1201-9.
188. Van de Meent H, Hopman MT, Frölke JP. Walking ability and quality of life in subjects with transfemoral amputation: a comparison of osseointegration with socket prostheses. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2013;94(11):2174-8.
189. Enright PL. The six-minute walk test. *Respiratory care*. 2003;48(8):783-5.
190. Gaffney BM, Christiansen CL, Murray AM, Davidson BS. Trunk movement compensations and corresponding core muscle demand during step ambulation in people with unilateral transtibial amputation. *Journal of electromyography and kinesiology*. 2018;39:16-25.
191. Buckley JG, O'driscoll D, Bennett SJ. Postural sway and active balance performance in highly active lower-limb amputees. *American journal of physical medicine & rehabilitation*. 2002;81(1):13-20.
192. Beurskens R, Wilken JM, Dingwell JB. Dynamic stability of superior vs. inferior body segments in individuals with transtibial amputation walking in destabilizing environments. *Journal of biomechanics*. 2014;47(12):3072-9.
193. Wetterhahn KA, Hanson C, Levy CE. Effect of participation in physical activity on body image of amputees. *American journal of physical medicine & rehabilitation*. 2002;81(3):194-201.
194. Raya MA, Gailey RS, Fiebert IM, Roach KE. Impairment variables predicting activity limitation in individuals with lower limb amputation. *Prosthetics and orthotics international*. 2010;34(1):73-84.
195. Webster JB, Hakimi KN, Czerniecki JM. Prosthetic fitting, use, and satisfaction following lower-limb amputation: A prospective study. *Journal of rehabilitation research and development*. 2012;49(10):1493-504.
196. Anaforoğlu B, Erbahçeci F, Tüzün EH, Sönmezer E. Tek Taraflı Diz Üstü Amputelerde Uygulanan Egzersiz Programının Protezle İlgili Memnuniyet Düzeyine Etkisi. 2015;26(1):26-31.
197. Vitali M, Redhead R. The modern concept of the general management of amputee rehabilitation including immediate post-operative fitting. *Annals of the Royal College of Surgeons of England*. 1967;40(4):251-60.
198. Şimşek İE, Şener G, Yakut Y. Unilateral alt ekstremitte amputelerinde Profitez Memnuniyeti Anketi'nin Türkçe güvenirliği ve geçerliği: pilot çalışma. *Fizyoter Rehabil*. 2010;21(2):81-6.
199. Difede J, Hoffman HG. Virtual reality exposure therapy for World Trade Center post-traumatic stress disorder: A case report. *Cyberpsychology & behavior*. 2002;5(6):529-35.

200. Vickers DR, Palk C, McIntosh A, Beatty K. Elderly unilateral transtibial amputee gait on an inclined walkway: a biomechanical analysis. *Gait & posture*. 2008;27(3):518-29.



8. EKLER

Ek-1 Tez Etik Kurul Onayı

**T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ**
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

Sayı : 16969557 - 656
Konu :

ARAŞTIRMA PROJESİ DEĞERLENDİRME RAPORU

Toplantı Tarihi : 14 HAZİRAN 2016 SALI
Toplantı No : 2016/13
Proje No : GO 16/283 (Değerlendirme Tarihi : 19.04.2016)
Karar No : GO 16/283 - 38

Üniversitemiz Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü öğretim üyelerinden Prof. Dr. Fatih ERBAHÇECİ'nin sorumlu araştırmacı olduğu, Uzm. Fzt. Tezel Yıldırım ŞAHAN'ın tezi olan, GO 16/283 kayıt numaralı ve "*Transtibial Amputasyonu Olan Bireylerde Sanal Gerçeklik Uygulamalarının Etkinliğinin Araştırılması*" başlıklı proje önerisi araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş olup, etik açıdan uygun bulunmuştur.

1. Prof. Dr. Sevdâ F. MÜFTÜOĞLU (Başkan)	10. Prof. Dr. Oya Nuran EMİROĞLU (Üye)
2. Prof. Dr. Nurten AKARSU (Üye)	11. Yrd. Doç. Dr. Özay GÖKÖZ (Üye)
3. Prof. Dr. M. Yıldırım SARA (Üye)	12. Doç. Dr. Gözde GİRGİN (Üye)
4. Prof. Dr. Necdet S. (Üye)	13. Doç. Dr. Fatma Visal OKUR (Üye)
5. Prof. Dr. Hatice Doğan BUZOĞLU (Üye)	14. Yrd. Doç. Dr. Can Ebru KURT (Üye)
6. Prof. Dr. R. Köksal ÖZGÜL (Üye)	15. Yrd. Doç. Dr. H. Hüsrev TURNAGÖL (Üye)
7. Prof. Dr. Ayşe Lale DOĞAN (Üye)	16. Öğr. Gör. Dr. Müge DEMİR (Üye)
8. Prof. Dr. Elmas Ebru YALÇIN (Üye)	17. Öğr. Gör. Meltem ŞENGEL (Üye)
9. Prof. Dr. Mintaze Kerem GÜNEL (Üye)	18. Av. Meltem ONURLU (Üye)

Hacettepe Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu
06100 Sıhhiye Anıtkabir

Ek-2 Aydınlatılmış Onam Formu

ARAŞTIRMA AMAÇLI ÇALIŞMA İÇİN AYDINLATILMIŞ ONAM FORMU

(Hasta Grubu)

(Fizyoterapistin Açıklaması)

Araştırma hakkında bilgi

“Transtibial Amputasyonu Olan Bireylerde Sanal Gerçeklik Uygulamalarının Etkinliğinin Araştırılması” isimli çalışmamız bir araştırmadır.

Araştırmanın amacı

Bu çalışmanın amacı; dizaltı amputasyonu olan bireylerde sanal gerçeklik uygulamalarının etkinliğinin araştırılmasıdır. Bu çalışma ile sanal gerçeklik uygulamalarının dizaltı amputasyonu olan bireylerin rehabilitasyon sürecine katkısı incelenecektir.

Araştırmaya davet edilmenizin nedeni diz altı amputasyon cerrahisi geçirmenizdir.

Eğer araştırmaya katılmayı kabul ederseniz izniniz doğrultusunda aşağıda tanımlanan işlem(ler) uygulanacaktır.

Araştırma sırasında değerlendirme amaçlı olarak, yaş, cinsiyet ve eğitim durumunuz gibi sizi tanımlayıcı bilgiler sorgulanacaktır. Ayrıca anket formu ve çalışma için onam formu doldurulacaktır.

Veri toplamak amacıyla araştırmacılar tarafından, ağırlık verme miktarınız sadece cihazın üzerinde durarak, performansınız 2 dakikalık yürüme testi ile yürüyüşünüz cihaz giyerek ve yaşam kaliteniz hareket korku ve kaçınmalarınız, dengeniz, Protez memnuniyet durumunuz, psikolojik durumunuz anketler ile değerlendirilecektir. Alanında uzman fizyoterapist size bazı sorular soracak ve cevaplamanız istenecektir.

Dizaltı ampütasyonu olan bireylere,4 hafta boyunca haftada 3 kez her bir seans yaklaşık 45 dakika olacak şekilde Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü Protez Ortez Ünite'sinde, Bilim Ortez Protez Uygulama Merkezi'nde ve Ortotek Protez Uygulama Merkezi uzman fizyoterapist tarafından sanal gerçeklik eğitimi verilecektir.

Tüm yapılacak değerlendirmeler için, uzun bir zaman harcamanız gerekmeyecektir. Gönüllünün araştırmaya devam etmesi için öngörülen süre: 30-35 dk'dır. Araştırmamızın deneysel bir kısmı bulunmamaktadır

Uygulamanın katılımcıya getirebileceği muhtemel olumsuz durumlar

Gönüllünün araştırma esnasında maruz kalacağı herhangi bir risk veya rahatsızlık bulunmamaktadır. Araştırmamıza katılan gönüllülere ait ulaşım, yemek gibi masraflar bulunmamaktadır. Araştırmaya katılımınız isteğe bağlı olup ve istediğiniz zaman, herhangi bir cezaya veya yaptırıma maruz kalmaksızın, araştırmaya katılmayı ret edebilirsiniz veya araştırmadan çekilebilirsiniz.

Araştırmanın size kesinlikle maddi bir yükü olmayacaktır. Araştırmadan elde edilen kayıtlar kimliğiniz belirtilmeden fizyoterapi ve rehabilitasyon bölümü öğrencilerinin eğitiminde veya bilimsel nitelikte yayınlarda kullanılabilir. Bu amaçların dışında kayıtlar kullanılmayacak ve başkalarına verilmeyecektir. Bu çalışma sırasında size ait elde edilmiş tüm bilgi gizli kalacaktır. Yine hemen belirtmeliyiz ki; bu bilgiyi sizin dışınızda birisi ile paylaşmamız sadece sizin izninizle olacaktır. Bu çalışmaya katılmayı ret edebilirsiniz. Bu araştırmaya katılmak tamamen isteğe bağlıdır ve ret ettiğiniz takdirde size uygulanan tedavide herhangi bir değişiklik olmayacaktır. Yine çalışmanın herhangi bir aşamasında onayınızı çekmek hakkına da sahipsiniz.

(Katılımcının/Hastanın Beyanı)

Sayın Uzm. fzt. Tezel Yıldırım Şahan tarafından Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü’ nde bilimsel bir araştırma yapılacağı belirtilerek bu araştırma ile ilgili yukarıdaki bilgiler bana aktarıldı. Bu bilgilerden sonra böyle bir araştırmaya “katılımcı” (gönüllü) olarak davet edildim.

Eğer bu araştırmaya katılırsam araştırmacı ile aramda kalması gereken bana ait bilgilerin gizliliğine bu araştırma sırasında da büyük özen ve saygı ile yaklaşılabileceğine inanıyorum. Araştırma sonuçlarının eğitim ve bilimsel amaçlarla kullanımı sırasında kişisel bilgilerimin ihtimamla korunacağı konusunda bana yeterli güven verildi.

Araştırmanın yürütülmesi sırasında herhangi bir sebep göstermeden araştırmadan çekilebilirim. *(Ancak araştırmacıları zor durumda bırakmamak için araştırmadan çekileceğimi önceden bildirmemim uygun olacağının bilincindeyim)* Ayrıca tıbbi durumuma herhangi bir zarar verilmemesi koşuluyla araştırmacı tarafından araştırma dışı tutulabilirim.

Araştırma için yapılacak harcamalarla ilgili herhangi bir parasal sorumluluk altına girmiyorum. Bana da bir ödeme yapılmayacaktır.

İster doğrudan, ister dolaylı olsun araştırma uygulamasından kaynaklanan nedenlerle meydana gelebilecek herhangi bir sağlık sorununun ortaya çıkması halinde, her türlü tıbbi müdahalenin sağlanacağı konusunda gerekli güvence verildi. (Bu tıbbi müdahalelerle ilgili olarak da parasal bir yük altına girmeyeceğim).

Araştırma sırasında bir sağlık sorunu ile karşılaştığımda; herhangi bir saatte, Prof. Dr. Fatih Erbahçeci’yi 0312 305 15 76 nolu telefondan arayabileceğimi biliyorum.

Bu araştırmaya katılmak zorunda değilim ve katılmayabilirim. Araştırmaya katılmam konusunda zorlayıcı bir davranışla karşılaşmış değilim.

Bana yapılan tüm açıklamaları ayrıntılarıyla anlamış bulunmaktayım. Kendi başıma belli bir düşünme süresi sonunda adı geçen bu araştırma projesinde “katılımcı” (denek) olarak yer alma kararını aldım. Bu konuda yapılan daveti büyük bir memnuniyet ve gönüllülük içerisinde kabul ediyorum.

Katılımcı**Görüşme Tanığı****Katılıcı ile görüşen Fizyoterapist**

Adı, soyadı:

Adı, soyadı:

Adı, soyadı:

Adres:

Adres:

Adres:

Tel.

Tel:

Tel:

İmza

İmza:

İmza:



Ek-3: Demografik Veri Formu

DEĞERLENDİRME FORMU:

ADI-SOYADI:

TARİH:

YAŞ:

BOY:

KİLO:

AMPUTASYON TARİHİ:

AMPUTASYON NEDENİ:

PROTEZ KULLANIM SÜRESİ:

KULLANDIĞI SUSPANSİYON ÇEŞİDİ:

EK PROBLEMLER:

ÖZGEÇMİŞ:

SOYGEÇMİŞ:

KAS TESTİ:

ABDOMİNALAER:

SIRT EKSTANSÖRLERİ:

İLİOPSOAS:

GLUTEUS MAX:

QUADRİCEPS:

HAMSTRİNG:

AĞIRLIK AKTARMA:

SAĞ:

SOL:

	1. DEĞ:	2. DEĞ:	3. DEĞ:	4. DEĞ:	5. DEĞ:
6 DK YÜRÜME TESTİ:					
SF-36 SKORU:					
TAMPA SKALASI:					
BECK SKORU:					
TAPES SKORU:					
BERG DENGE SKALASI:					

9. ÖZGEÇMİŞ

1. KİŞİSEL BİLGİLER

ADI, SOYADI: DOĞUM TARİHİ ve YERİ:	TEZEL YILDIRIM ŞAHAN 1985 , MUŞ
HALEN GÖREVİ: Öğretim Görevlisi YAZIŞMA ADRESİ:Kırıkkale Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü 71000 Merkez/ KIRIKKALE TELEFON: 5056615279 E-MAIL: fzttezel@gmail.com	

2. EĞİTİM

YILI	DERECESİ	ÜNİVERSİTE	ÖĞRENİM ALANI
2004-2008	LİSANS	PAMUKKALE ÜNİVERSİTESİ	FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON
2011-2013	YÜKSEK LİSANS	HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ	FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON
2013- HALEN DEVAM EDİYOR	DOKTORA	HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ	FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON

3. AKADEMİK DENEYİM

GÖREV DÖNEMİ	ÜNVAN	BÖLÜM	ÜNİVERSİTE
2014- HALEN DEVAM EDİYOR	ÖĞRETİM GÖREVLİSİ	FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON	KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ

4. SON BEŞ YILDAKİ ÖNEMLİ YAYINLAR

Uluslararası hakemli dergilerde yayımlanan makaleler:

- SERTEL MERAL,SAKIZLI ELİF,BEZGİN SABİHA,DEMİRCİ CEVHER,YILDIRIM TEZEL,KURTOĞLU FATİH (2017). The effect of single-tasks and dual-tasks on balancein older adults. Cogent Social Sciences, 3(1330913), 1-9. (Yayın No: 3523515)

2. AYDOĞAN ARSLAN SANİYE, SERTEL MERAL, YILDIRIM TEZEL, KURTOĞLU FATİH (2017). The Effects of Age and Body Mass Index on The Performance of Flexibility and Balance.. Türk Fizyoterapi ve Rehabilitasyon, 28(1), 12-18. (Yayın No: 3974637)
3. SERTEL MERAL, AYDOĞAN ARSLAN SANİYE, KURTOĞLU FATİH, YILDIRIM TEZEL (2017). Physical activity, depression and quality of life in aging process. Biomedical Research, 28(9), 4165-4170. (Yayın No: 3470977)
4. ÜNVER BANU, YILDIRIM TEZEL, TÜRKİYILMAZ EMİNE SEDA, karagözoğlu ayşe, ÜLGER ÖZLEM (2016). The status of application and physiotherapy rehabilitation of prosthetics in Turkey. Journal of Physical Therapy Science, 28, 1534-1537., Doi: <http://doi.org/10.1589/jpts.28.1534> Original Article (Yayın No: 2837507)
5. TAŞ SERKAN, SİNEM GÜNERİ, BAKİ AYSUN, YILDIRIM TEZEL, KAYMAK BAYRAM, ERDEN ZAFER (2014). Effects of severity of osteoarthritis on the temporospatial gait parameters in patients with knee osteoarthritis. Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica, 6(48), 635-641., Doi: 10.3944/AOTT.2014.13.0071 (Yayın No: 1784126)

B. Uluslararası bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitaplarında basılan bildiriler :

1. ÜNVER BANU, YILDIRIM TEZEL, SUNER KEKLİK SİNEM, BEK NİLGÜN (2017). Effects of Flatfoot on Lower Extremity Biomechanics and Physical Performance. 4. World Conference On Health of Sciences (Özet Bildiri/Sözlü Sunum) (Yayın No: 3957692)
2. AYDOĞAN ARSLAN SANİYE, ORAL MUHAMMET AYHAN, YILDIRIM TEZEL, DEMİRCİ CEVHER, BEZGİN SABİHA, SAKIZLI ELİF (2017). Do Thoracic Mobility and Posture Effect Respiratory Function Testing Values ?. 4th World Conference on Health Sciences (Özet Bildiri/Sözlü Sunum) (Yayın No: 3581991)
3. BEZGİN SABİHA, SERTEL MERAL, KURTOĞLU FATİH, Şahin H Hande, YILDIRIM TEZEL (2017). The Effects of Yoga Therapy on Sleep and Fatigue in Individuals with Schizophrenia. 4th World Conference on Health Sciences (Özet Bildiri/Sözlü Sunum) (Yayın No: 3739513)
4. VERGİLİ ÖZGE, AYDOĞAN ARSLAN SANİYE, YILDIRIM TEZEL (2017). The Assessment of Acute Effect of Kinesiotaping on Balance, Trunk Muscle Endurance and Exercise Capacity Practiced on Trunk Muscles of a Multiple Sclerosis Case. 4th World Conference on Health Sciences (HSCI-2017) (Özet Bildiri/Sözlü Sunum) (Yayın No: 3710402)
5. YILDIRIM TEZEL, AYDOĞAN ARSLAN SANİYE, DAŞKAPAN ARZU (2017). The Relationship Between Pain, Scapular Dyskinesis, Postural Changes And Shoulder Disability On Shoulder Impingement Syndrome. 4th World

Conference on Health Sciences (HSCI-2017), 11 (Özet Bildiri/Sözlü Sunum)(Yayın No:3710379)

6. DEMİRCİ CEVHER,ORAL MUHAMMET AYHAN,YILDIRIM TEZEL,AYDOĞAN ARSLAN SANİYE,SAKIZLI ELİF,BEZGİN SABİHA (2017). Effects of ankle and foot mobilization on ankle mobility and weight bearing on effected side in hemiplegia: A case report.. 4th World Conference on Health Sciences (Özet Bildiri/Sözlü Sunum)(Yayın No:3582000)
7. DEMİRCİ CEVHER,ORAL MUHAMMET AYHAN,YILDIRIM TEZEL,AYDOĞAN ARSLAN SANİYE,SAKIZLI ELİF,BEZGİN SABİHA (2017). Effects of ankle and foot mobilization on ankle mobility and weight bearing on effected side in hemiplegia: A case report.. World Conference of Health Sciences (Özet Bildiri/Sözlü Sunum)(Yayın No:3931547)
8. SERTEL MERAL,BEZGİN SABİHA,YILDIRIM TEZEL,KURTOĞLU FATİH (2017). Comparison of the Body Flexibility Between Schizophrenian and Healthy Individuals. 4th World Conference on Health Sciences (Özet Bildiri/Sözlü Sunum)(Yayın No:3739461)
9. YILDIRIM TEZEL,ORAL MUHAMMET AYHAN,KURTOĞLU FATİH,DEMİRCİ CEVHER,BEZGİN SABİHA,SAKIZLI ELİF (2016). Akıllı telefonu bağımlısı olan ve olmayan gençlerde vücut kitle indeksi uyku süresi ve boyun ağrısının karşılaştırılması. Uluslararası 2. Adli Hemşirelik Kongresi ve 1. Adli Sosyal Hizmet Kongresi (Özet Bildiri/Poster)(Yayın No:3267037)
10. DEMİRCİ CEVHER,SAKIZLI ELİF,BEZGİN SABİHA,YILDIRIM TEZEL,KURTOĞLU FATİH,ORAL MUHAMMET AYHAN (2016). The relationship between core muscles endurance and physical activity in healthy university students a pilot study. 3.World Conference On Healthy Sciences (Özet Bildiri/Sözlü Sunum)(Yayın No:3266207)
11. ORAL MUHAMMET AYHAN,DEMİRCİ CEVHER,YILDIRIM TEZEL,KURTOĞLU FATİH,SAKIZLI ELİF,BEZGİN SABİHA (2016). Does cranial manipulation effect postural stability in Parkinson s disease a pilot study. 3.World Conference On Healthy Sciences (Özet Bildiri/Sözlü Sunum)(Yayın No:3266536)
12. BEZGİN SABİHA,DEMİRCİ CEVHER,YILDIRIM TEZEL,SAKIZLI ELİF,ORAL MUHAMMET AYHAN,KURTOĞLU FATİH (2016). Is dynamic balance during additional cognitive task different in male and female individuals. 3.World Conference On Healthy Sciences Kuşadası (Özet Bildiri/Sözlü Sunum)(Yayın No:3266389)
13. YILDIRIM TEZEL,ORAL MUHAMMET AYHAN,KURTOĞLU FATİH,DEMİRCİ CEVHER,BEZGİN SABİHA,SAKIZLI ELİF (2016). Investigation Of Difference Between Depression Postural Status Anf Upper Extremity Functional Activity Level On Smart Phone Addictive And Non Addictive Teenagers. 3.World Conference On Healthy Sciences (Özet Bildiri/Sözlü Sunum)(Yayın No:3266669)

14. SERTEL MERAL,AYDOĞAN ARSLAN SANİYE,KURTOĞLU FATİH,YILDIRIM TEZEL (2016). Comparison of physical activity in individuals of different age groups A Pilot Study. 3.World Conference On Healthy Sciences (Özet Bildiri/Sözlü Sunum)(Yayın No:3266880)
15. SERTEL MERAL,SAKIZLI ELİF,BEZGİN SABİHA,KURTOĞLU FATİH,DEMİRCİ CEVHER,YILDIRIM TEZEL (2016). Yaşlı bireylerde motor ve kognitif ek görevlerin denge üzerine etkisi. 16. Fizyoterapide Gelişmeler Kongresi (Özet Bildiri/Sözlü Sunum)(Yayın No:3267410)

E. Ulusal bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitaplarında basılan bildiriler:

1. SERTEL MERAL,BEZGİN SABİHA,SAKIZLI ELİF,DEMİRCİ CEVHER,YILDIRIM TEZEL (2017). YAŞLI BİREYLERDE MOTOR-MOTOR VE MOTOR-KOGNİTİF İKİLİ GÖREVLERİN YORGUNLUK İLE İLİŞKİSİNİN İNCELENMESİ. 9. Ulusal Yaşlılık Kongresi (Özet Bildiri/Sözlü Sunum)(Yayın No:3581986)
2. AYDOĞAN ARSLAN SANİYE,SERTEL MERAL,KURTOĞLU FATİH,YILDIRIM TEZEL (2016). Yaşlı bireylerde vücut kütle indeksinin kısa fiziksel performans ve vücut algısına etkisinin incelenmesi . II Ulusal Sağlık Bilimleri Kongresi (Özet Bildiri/Sözlü Sunum)(Yayın No:3267654)
3. YILDIRIM ŞAHAN TEZEL,AYDOĞAN ARSLAN SANİYE,KURTOĞLU FATİH,ARGÜL CENK,COŞGUN CANSU,ADATEPE EYÜP,GÜLER YILMAZ,KIRMIZITAŞ BİLKAN,İNCESOY BETÜL (2015). Üniversite Öğrencilerinin Bel Ağrı Oluşumunda Rol Oynayan Faktörler Hakkındaki Bilgi Düzeyleri. 5. Ulusal Fizyoterapi Ve Rehabilitasyon Kongresi (/)(Yayın No:1793878)
4. KURTOĞLU FATİH,TÜZÜN EMİNE HANDAN,AYDOĞAN ARSLAN SANİYE,YILDIRIM TEZEL,KORKEM DUYGU,DAŞKAPAN ARZU (2014). Diz osteoartritli hastalarda fonksiyonel durum ve hareket korkusu arasındaki ilişki. 2. FİZYOTERAPİ VE ORTOPEDİ ORTAK SEMPOZYUMU, 48, 364-366. (/)(Yayın No:1786639)
5. TAŞ SERKAN,UNVER BANU,YILDIRIM TEZEL,ŞAHAN NİLAY,KARAMAN AYŞENUR (2014). Diz osteoartritinin radyolojik şiddeti ile ağrı eklem tutukluğu ve fiziksel fonksiyonlar arasındaki ilişkinin incelenmesi. 2. FİZYOTERAPİ VE ORTOPEDİ ORTAK SEMPOZYUMU, Doi: <http://www.aott.org.tr/article/viewFile/5000077683/5000071690> (/)(Yayın No:1786957)
6. YILDIRIM TEZEL,CALP EMEL,BAYRAMLAR KEZBAN (2014). Dirsek üstü amputasyonu sonrası rekonstrüksiyon cerrahisi geçiren olguda rehabilitasyon sonuçlarının değerlendirilmesi Olgusu sunumu. PROTEZ ORTEZ KONGRESİ 2014, 25(2), 20-20., Doi: SalonuDOI 10.7603/s40680-014-0014-9 (/)(Yayın No:1784899)

7. YILDIRIM TEZEL,ERBAHÇECİ FATİH,BALTACI YAŞAR GÜL (2014). Diz Osteoartritli Kadınlarda Esnek Rijit Bantlama ve Dizlik Kullanımının Fonksiyonellik ve Yürüyüşteki Adduktor Moment Üzerine Anlık Etkisinin Karşılaştırılması. PROTEZ ORTEZ 2014 KONGRESİ, 25(2), Doi: 10.7603/s40680-014-0014-9 (/)(Yayın No:1793523)
8. ÜNLÜER ÖZGÜL,YILDIRIM TEZEL,KARADUMAN AYNUR AYŞE (2014). İnmeli hastaya bakım verenlerde depresyon düzeyi. 15. FİZYOTERAPİDE GELİŞMELER KONGRESİ (/)(Yayın No:1793214)
9. YILDIRIM TEZEL, ERBAHÇECİ FATİH, BALTACI GÜL (2013). Diz Osteoartritinde Dizlik Esnek ve Rijit Bantlama Kullanımının Etkilerinin Ağrı Üzerine Anlık Etkilerinin Karşılaştırılması. 7.SPOR FİZYOTERAPİSTLERİ KONGRESİ (/)(Yayın No:650133)

2010-2013 **FİZYOTERAPİST** SAĞLIK BAKANLIĞI, FİZİKSEL TIP VE REHABİLİTASYON ANA BİLİM DALI'NDA GÖREVLİ SAĞLIK PERSONELİ, (Kamu)
2008-2010 **FİZYOTERAPİST** ÖZEL ALANYA CAN HASTANESİ, FİZİKSEL TIP VE REHABİLİTASYON'DA GÖREVLİ SAĞLIK PERSONELİ, (Ticari (Özel))

Sertifika

9. Ulusal Protez- Ortez Kongresi, Alt ekstremitte ortezleriAlt ekstremitte protezleriBilgisayarlı tabanlı uygulamalarıKanıt dayalı uygulamalarPediatrik ortezlerProtez ortez uygulamalarında güncel teknolojilerRehabilitasyonSpinal deformite ortezleriTekerelekli sandalye ve oturma düzenekleriÜst ekstremitte ortezleriÜst ekstremitte rotezleri, Hacettepe Üniversitesi Kongre ve Kültür Merkezi, Sertifika, 22.10.2015 -24.10.2015 (Ulusal)
- 1.