

Özgün Araştırma

Submaksimal Egzersizin Statik Postural Adaptasyonlar ve Bel Ağrısı Üzerine Etkisi: Transtibial ve Transfemoral Amputelerin Karşılaştırılması

Ecem Kaya¹ , Nilüfer Kablan² , Yaşar Tatar³ 

Gönderim Tarihi: 15 Temmuz, 2021

Kabul Tarihi: 18 Şubat, 2022

Basım Tarihi: 31 Ağustos, 2022

Erken Görünüm Tarihi: 25 Ağustos, 2022

Öz

Amaç: Transtibial (TTA) ve Transfemoral (TFA) amputelerde görülen statik postural adaptasyonları ve submaksimal egzersizin postür ile bel ağrısı üzerine etkisini değerlendirmek ve karşılaştırmaktır.

Gereç ve Yöntem: Prospektif olarak yapılan araştırmaya, tek taraflı transtibial (n:14; yaş:36,36±12,15 yıl) ve transfemoral (n:15; yaş:27,36±7,60 yıl) amputasyona sahip erkek olgular dahil edilmiştir. Postüral parametrelerin ölçümü ayakta serbest duruş ile her iki ekstremiteye eşit ağırlık verilmiş duruş pozisyonunda, ADIBAS Posture (Physical TECH, Barselona, İspanya) ile elde edilen görüntülerin analizi yoluyla gerçekleştirilmiştir. Submaksimal egzersiz amacıyla 6 Dakika Yürüme Testi yapılmış; tüm değerlendirmeler submaksimal egzersiz sonrasında tekrar edilmiştir. Bel bölgesi ağrısı Wong-Baker Ağrı Skalası ile değerlendirilmiştir.

Bulgular: TTA grupta, submaksimal egzersiz öncesinde, serbest duruşta elde edilen sağlıklı ve ampute taraf lordoz açısı arasındaki fark anlamlı bulunmuştur (p:0,019). Submaksimal egzersizi takiben Spina İliaca Posterior Superior düzlem açısı iki duruş pozisyonu arasında anlamlı düzeyde farklılık göstermiştir (p:0,041). TFA grupta, submaksimal egzersiz öncesinde, omuz düzlem açısı duruş pozisyonları arasında anlamlı fark göstermiştir (p:0,015) ve bu durum egzersizi takiben devam etmiştir (p:0,003). Egzersiz sırasında katedilen mesafe TTA'lar lehine yüksek bulunmuştur (p<0,001). Ağrı submaksimal egzersizi takiben her iki grupta da anlamlı düzeyde artmıştır (p<0,05).

Sonuç: Çalışmanın sonuçları amputasyon seviyesinin statik postural adaptasyonların gelişiminde ayırt edici bir etkiye sahip olmadığını göstermiştir. Benzer şekilde, submaksimal egzersizin postür ve bel ağrısı üzerine etkisinin amputasyon seviyesinden etkilenmediği tespit edilmiştir. Erken dönem rehabilitasyon uygulamaları ile postüral adaptasyonların ve bel ağrısının semptom şiddeti düşürülebilir hatta önlenir.

Anahtar Kelimeler: amputasyon, asimetri, postür, submaksimal egzersiz

¹**Ecem Kaya.** Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı, Şişli Etfal Eğitim ve Araştırma Hastanesi, İstanbul-Türkiye, eceemm.kaya@gmail.com

²**Nilüfer Kablan (Sorumlu Yazar).** İstanbul Medeniyet Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Fakültesi, Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü, İstanbul-Türkiye, niluferkaban@yahoo.com

³**Yaşar Tatar.** Marmara Üniversitesi, Spor Bilimleri Fakültesi, İstanbul-Türkiye, yasartatar@yahoo.com

Original Research

The Effect of Submaximal Exercises on Static Postural Adaptations and Back Pain: Comparison of Transtibial and Transfemoral Amputees

Ecem Kaya¹ , Nilüfer Kablan² , Yaşar Tatar³ 

Submission Date: 15th July, 2021

Acceptance Date: 18th February, 2022

Pub.Date: 31st August, 2022

Onlinefirst Date: 25th August 2022

Abstract

Objective: To evaluate and compare static postural adaptations and the effect of submaximal exercise on posture and back pain in Transtibial (TTA) and Transfemoral (TFA) amputees.

Materials and Methods: In prospective study, male participants with unilateral transtibial (n: 14; age: 36.36±12.15 years) and transfemoral (n:15; age:27.36±7.60 years) amputation were included. Postural parameters were measured by analyzing images taken from ADIBAS Posture (Physical TECH, Spain) in free standing and standing where the body weight was evenly distributed to extremities. 6-Minute Walk Test was performed as submaximal exercise; all evaluations were repeated after exercise. Back pain was assessed by Wong-Baker Pain Scale.

Results: In TTA group, before submaximal exercise, in free standing, the difference between intact and amputated side lordosis angle was found significant (p: 0.019). Following the submaximal exercise, the plane angle of Spina Iliaca Posterior Superior differed significantly between standing positions (p: 0.041). In TFA group, the shoulder plane angle showed significant difference between the stance positions before the submaximal exercise (p: 0.015) and this situation continued after the exercise (p: 0.003). The distance covered in submaximal exercise is higher in favor of TTAs (p<0.001). Pain increased significantly following submaximal exercise in both groups (p<0.05)

Conclusion: The results of the study showed the level of amputation does not have a distinctive effect on the development of static postural adaptations. Similarly, it was determined the effect of submaximal exercise on posture and back pain are not affected by the level of amputation. With early rehabilitation program, adaptations and back pain can be reduced, even prevented.

Keywords: *amputation, asymmetry, posture, submaximal exercises*

¹**Ecem Kaya.** Department of Physical Medicine and Rehabilitation, Şişli Etfal Training and Research Hospital, Istanbul-Turkey, eceemm.kaya@gmail.com

²**Nilüfer Kablan (Corresponding Author).** Istanbul Medeniyet University, Faculty of Health Sciences, Department of Physiotherapy and Rehabilitation, Istanbul-Turkey, niluferkablan@yahoo.com

³**Yaşar Tatar.** Marmara University, Faculty of Sports Sciences, Istanbul-Turkey, yasartatar@yahoo.com

Giriş

Amputasyonu takiben protez kullanımı ile birlikte vücut amputasyon seviyesine göre biyomekaniksel değişiklikler göstermekte ve bunun sonucunda hem sağlıklı hem ampute tarafta adaptasyon mekanizmaları geliştirmektedir (Gailey, Allen, Castles, Kucharik ve Roeder, 2008). Temel amacı kaybedilen eklem, kas ve sensorimotor girdiyi kompanse etmek olan bu adaptasyonların, özellikle alt ekstremité amputasyonlarını takiben gerçekleştiği ve tüm kinetik zinciri etkileyerek uzun vadede alt bel bölgesi ağrısı (ABA), osteoartrit, skolyoz vb. sekonder kas-iskelet sistemi problemlerinin ortaya çıkmasına neden olduğu bildirilmiştir (Silvermann ve diğ., 2008). ABA, ampute tarafı kompanse etmek için geliştirilen mekanizmaların neden olduğu en yaygın sekonder patolojilerden biri olarak kabul edilmektedir (Morgenroth ve diğ., 2010). Ambulasyon sırasında görülen yüksek amplitüdü ve asimetrik lumbo-pelvik hareketlilik yanında, kas zayıflığı/atrofisi gibi faktörlerin lumbal yapılara binen mekanik stresi artırarak ABA'ya neden olduğu bildirilmiştir (Wasser ve diğ., 2020).

Transtibial (TTA) ve transfemoral (TFA) amputasyonlar alt ekstremité amputasyonları içerisinde en sık karşılaşılan amputasyon türleridir (Johannesson ve diğ., 2009). Amputasyon seviyesinin gerçekleşen biyomekaniksel değişiklikleri belirlemede önemli bir etken olduğu bildirilmiştir. Bununla birlikte, TTA ve TFA'da görülen dinamik adaptasyonların plantar fleksiyon kaybını kompanse etmek ve gövdenin öne doğru ilerlemesini stimüle edebilmek için lumbo-pelvik bölgede benzer olduğu fakat diz seviyesinde farklılaştığı gözlemlenmiştir (Devan, Hendrick, Ribeiro, Hale ve Carman, 2014). Lumbo-pelvik bölgede asimetrik hareket paterni (Rusaw ve Ramstrand, 2011) şeklinde açığa çıkan bu adaptasyonlara ekstremiteler arasında gelişen kuvvet asimetrisi eşlik etmektedir (Pedrinelli, Saito, Coelho, Fontes ve Guarniero, 2002). Diğer taraftan asimetrik hareket paterni ve vücut ağırlık merkezinin yer değiştirmesi zamanla statik postürde de asimetrielerin gelişmesine neden olabilmektedir (Gailey, Allen, Castles, Kucharik ve Roeder, 2008). Ayrıca, vücut imajı algısının bozulduğu ve postural kontrol kaybının şiddetlendiği bildirilmiştir (Rusaw ve Ramstrand, 2011; Hendershot ve Nussbaum, 2013). Postural asimetrinin bel ağrısı gelişimine katkıda bulunması nedeniyle (Gaunard, Gailey, Hafner, Gomez-Marin ve Kirk-Shancesz, 2011) erken dönem tespiti ağrı gibi sekonder patolojilerin açığa çıkmasının önlenmesi

açısından önemlidir. Günümüzde adaptasyonların ve bel ağrısının önlenmesi ve giderilmesi amacıyla protez rehabilitasyonu yanında özellikle kas kuvveti, denge ve esnekliği artırmayı hedefleyen egzersiz programları amputasyon öncesi ve sonrası dönemde uygulanmaktadır (Wasser ve diğ., 2017).

Alt ekstremitte amputeleri üzerine yapılan çalışmalarda denge ve ampulasyon sırasında oluşan adaptasyonlar üzerine yoğunlaştığı görülmektedir. Bildiğimiz kadarıyla, TTA ve TFA'ın statik postural adaptasyonlar ve egzersizin bu adaptasyonlar ile bel ağrısı üzerine etkisi açısından karşılaştırıldığı bir çalışma bulunmamaktadır. Bu nedenle araştırmanın birincil amacı; TTA ve TFA'yı protez kullanımını takiben görülen statik postural adaptasyonlar açısından karşılaştırmaktır. Araştırmanın ikincil amacı ise; amputasyon seviyesine göre submaksimal egzersizin postural adaptasyonlar ve bel ağrısı üzerine etkisini tespit etmektir. Bu aynı zamanda erken dönem rehabilitasyon uygulamalarına ışık tutacak veriyi elde etmemizi de sağlayacaktır. Birinci hipotezimiz her iki amputasyon seviyesinde statik postür adaptasyonlarının benzer olduğu fakat amputasyon seviyesi yükseldikçe adaptasyon şiddetinin arttığı şeklindedir. İkinci hipotezimiz ise submaksimal egzersizin, TFA'da daha fazla olmak üzere, her iki grupta da postural asimetriyi ve bel ağrısı şiddetini artıracığı yönündedir.

Gereç ve Yöntem

Etik Beyan

Bu araştırma Sağlık Bilimleri Üniversitesi, Hamidiye Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı bünyesinde gerçekleştirilmiştir. Araştırma için Sağlık Bilimleri Üniversitesi, Hamidiye Bilimsel Araştırmalar Etik Kurulu'ndan 19/164 protokol kodu ile etik kurul onayı alınmıştır. Clinical Trial kaydı 4456244 ile oluşturulmuştur. Katılımcılara araştırmanın amacı ve içeriği ile ilgili bilgi verilmiş ve tüm katılımcılardan ölçümler öncesinde imzalı onam alınmıştır. Bu araştırma Helsinki Bildirgesi'ne uygun yürütülmüştür.

Çalışma Tasarımı, Örneklem Büyüklüğü ve Katılımcılar

Prospektif tasarlanan araştırmanın tüm ölçümleri Ocak, 2021 tarihinde Uluslararası Sivil Toplum Örgütü bünyesinde faaliyet gösteren Ortez-Protez Merkezinde yapılmıştır. Bu merkezden protez hizmeti alan ve benzer protez rehabilitasyonu uygulanmış travma nedenli amputasyona sahip Suriyeli erkek olgular değerlendirmeye alınmıştır. Araştırmaya 18-60 yaş arası, en az 6 aydır protez kullanan, protez kullanımı konforlu (hastanın tebliğine göre karar verilmiştir), ambulasyonu bağımsız gerçekleştirebilen tek taraflı transtibial (n: 14; yaş:36,36±12,15 yıl) ve transfemoral (n: 15; yaş:27,36±7,60 yıl) amputeler dahil edilmiştir. Komutları algılamada sorun yaşayan, duruş ve ambulasyonu etkileyebilecek ek ortopedik, nörolojik ve sistemik sorunu olan, son 6 ay içerisinde alt ekstremitte ve bel bölgesinden cerrahi operasyon geçiren ve en az 3 aydır devam eden kronik bel ağrısı bulunan olgular çalışma dışı bırakılmıştır. Olgularla iletişim, anadili Arapça olan, iyi düzeyde Türkçe bilen ve protez terminolojisine hâkim tercüman ile sağlanmıştır. Olgular değerlendirmeler için merkeze yalnızca bir kez gelmiştir. Yorgunluğun postür üzerindeki etkisini önlemek amacıyla katılımcılar merkeze ulaştıktan sonra 30 dk dinlendirilmiştir. Olguların demografik, amputasyon ve protezle ilişkili verileri yüz yüze görüşme ile kaydedilmiştir.

Statik postural adaptasyonları tespit etmek amacıyla görüntüleme ADIBAS Posture (Physical TECH, Barselona, İspanya) ile yapılmıştır. Farklı çalışmalarda ADIBAS Posture'nin 3 Boyutlu görüntüleme üzerinde açı ve uzaklık ölçümüne olanak sağladığı bildirilmiştir (Reyes, Clapes, Ramirez, Revilla ve Escalera, 2013; Segui ve Ramirez-Moreno, 202; Cristancho, Mora, Garrido, Vera ve Prieto, 2021; Singla, Vaqar ve Hussain, 2017). Fotoğraf çekimi ayakta, serbest ve ekstremitelere eşit ağırlık verilmiş duruş pozisyonunda yapılmıştır. Elde edilen görüntülerin analizinde ADIBAS Posture Pro V₂ yazılımı kullanılmıştır (Ramírez-Moreno, Revilla, Reyes, Clapés ve Escalera, 2012). Olguların; her iki ekstremiteye eşit ağırlık aktarımı 3D L.A.S.A.R. Posture (Ottobock, Duderstadt, Almanya) cihazı ve yazılımı ile sağlanmıştır (Bellmann, Blumentritt, Pusch, Schmalz ve Schönemeier, 2017). ABA varlığı ve şiddeti Wong Baker Ağrı Ölçeği ile değerlendirilmiştir (Wong ve Baker, 2001). Tüm değerlendirmeler submaksimal egzersizin postür ve ağrı üzerine etkisini tespit etmek amacıyla 6 Dakika Yürüme Testi (6DYT) öncesi ve hemen sonrasında gerçekleştirilmiştir (American Thoracic Society, 2002).

Örneklem hesabı G-Power V.3.1.7 programı (Kiel University, Kiel, Germany) kullanılarak yapılmış ve benzer bir çalışma (Duclos ve diğ., 2009) baz alınarak her grup için olgu sayısı 15 (0,05 etki düzeyi, Tip1 hata, %85 güç) olarak belirlenmiştir.

Ölçümler

Ölçüm Düzenegi

Referans noktalarının gözlemlenebilmesi için ölçümler olgu sadece siyah tayt giymiş iken yapılmıştır. Analizlerde ölçüm noktalarını oluşturacak Spina İliaka Anterior Superior (SİAS), Spina İliaka Posterior Superior (SİPS), skapulanın inferior kenarı ve vertebraların spinöz çıkıntıları infrared ışını yansıtan markerlar ile işaretlenmiştir. Olgu düz bir duvar önünde, 3D LASAR Posture platformu üzerinde dururken; 90°'lik açı ile 1 metre uzaklığa yerleştirilmiş ADIBAS Posture cihazıyla önden, arkadan ve her iki yandan görüntü alınmıştır (Şekil 1). Ölçümler sırasında olgudan, 1,5 m uzaklıktaki duvar üzerine göz hizasında yerleştirilmiş noktaya bakması istenmiştir. Olguların ekstremitelere eşit ağırlık vermesi 3D LASAR Posture cihazına bağlı tablet bilgisayar üzerinden ağırlık dağılımı takip edilerek sağlanmış ve katılımcı ağırlığını iki bacak üzerine eşit dağıtması için sözel olarak yönlendirilmiştir.



Şekil 1: Ölçüm düzenegi.

Referans Noktaları

Görüntü analizinde kullanılan referans noktalarını arkadan horizontal ve vertikal çizgi, önden ise sadece horizontal çizgi oluşturmuştur (Dunk, Lalonde ve Callaghan, 2005). Anterior ve posteriordan fotoğraf çekimi her iki duruş pozisyonunda da yapılmıştır. Elde edilen fotoğrafların analizinde ölçüm noktalarının referans noktalarına göre pozisyonları ve sapmaları tespit edilmiştir.

Anteriordan Çekilen Fotoğrafların Analizi

Anteriordan çekilen fotoğrafların analizlerinde, her iki SİAS arasında uzanan çizginin horizontal düzlem ile yaptığı açı (SİAS düzlem açısı; °) belirlenmiştir (Dunk ve diğ., 2005).

Posteriordan Çekilen Fotoğrafların Analizi

Posteriordan çekilen fotoğrafların analizlerinde; her iki skapulanın inferior kenarlarının vertikal çizgiye uzaklık (cm) farkının mutlak değeri alınmıştır (Ferreira, Duarte, Maldonado, Bersanetti ve Marques, 2011). Bunun yanında, her iki akromion arasında ve her iki SİPS arasında uzanan çizgilerin horizontal düzlemle yaptığı açı (sırasıyla omuz düzlem açısı, SİPS düzlem açısı; °) tespit edilmiştir (Dunk ve diğ., 2005) (Şekil 2).



Şekil 2: Posteriordan alınan referans noktaları ve yapılan analizler.

Lateralden Çekilen Fotoğrafların Analizi

Lateralden fotoğraf çekimi sadece serbest duruş pozisyonunda yapılmıştır. Ampute ve sağlam taraftan elde edilen görüntüler analiz edilerek torasik kifoz ve lomber lordoz açısı (°) tespit edilmiştir. Ölçümlerde T4 vertebranın üst sınırından geçen çizgiye dik olarak çizilen çizgi ile T12 vertebranın üst sınırından geçen çizgiye dik olarak çizilen çizgi arasında kalan açı torasik kifoz açısı olarak kaydedilmiştir. L1 vertebranın üst sınırından geçen çizgiye dik olarak çizilen çizgi ile S5 vertebranın üst sınırından geçen çizgiye dik olarak çizilen çizgi arasında kalan açı lomber lordoz açısı olarak belirlenmiştir (Karademir, Karavelioğlu, Boyacı ve Eser, 2014).

6 Dakika Yürüme Testi

Test düz bir zeminde, 30 m'lik mesafede yapılmıştır. Değerlendirilen kişiden 6 dk boyunca 30 m uzunluğundaki pistte yapabildiği en hızlı şekilde yürümesi istenmiş ve bu sürede katettiği toplam mesafe (m) kaydedilmiştir (American Thoracic Society, 2002). Testin ampute popülasyonda kullanımına dair geçerlilik güvenilirlik çalışması TTA için Lahiri ve Das (2012), TFA için Gailey ve diğ. (2002) gerçekleştirmiştir.

Ağrı Değerlendirmesi

Olguların ana dillerinin Türkçe olmaması nedeniyle ağrı Wong Baker Ağrı Ölçeği ile değerlendirilmiştir. Ölçek gülen bir yüzden üzgün ve ağlayan bir yüze kadar değişen 6 farklı yüz ifadesi içermektedir. Yüzler sırasıyla hiç ağrı yok=0, çok hafif ağrı=2, hafif ağrı=4, biraz şiddetli ağrı=6, şiddetli ağrı=8, dayanılmaz ağrı=10 şeklinde puanlandırılmıştır (Wong ve Baker, 2001).

İstatistiksel Analiz

Bu araştırmada tüm değerlendirmeler için anlamlılık seviyesi $p<0,05$ olarak belirlenmiş ve istatistiksel işlemler Windows için hazırlanmış SPSS 21.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) programında yapılmıştır. Grupları betimlemeye yönelik tanımlayıcı istatistiksel teknikler kullanılmıştır. Verilerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro-Wilk testi ile araştırılmış, skewness ve kurtosis değerleri incelenmiştir. Normal dağılım gösteren bulgularda grup içi karşılaştırmalarda Bağımlı Örneklem T-Test, gruplar arası karşılaştırmalarda ise Bağımsız Örneklem T-Test

kullanılmıştır. Normal dağılıma uyum göstermeyen bulguların analizinde ise grup içi karşılaştırmalar Wilcoxon Testi, gruplar arası karşılaştırmalar Mann Whitney-U Testi ile gerçekleştirilmiştir (Hayran ve Hayran, 2018).

Bulgular

Çalışmada 37 ampute değerlendirmeye alınmış fakat submaksimal egzersiz sırasında oluşan şiddetli bel ağrısı nedeniyle 3 olgu, ölçüm prosedürüne uyum gösterememesi nedeniyle 5 olgu olmak üzere toplam 8 olgu çalışmadan çıkarılmıştır. Araştırma toplam 29 (n:29; yaş:31,51±10,91 yıl) olgu ile tamamlanmıştır. Araştırmaya katılan olguların tanımlayıcı, amputasyon ve protezle ilişkili özellikleri Tablo 1’de gösterilmiştir. Her iki gruba ait olguların yaş ve protez kullanım süresi açısından benzer oldukları görülürken ($p>0,05$), Vücut Kitle İndeksi (VKİ)’nin TTA grubunda anlamlı düzeyde yüksek tespit edilmiştir ($p=0,031$) (Tablo 1).

6DYT öncesi yapılan grup içi karşılaştırmalarda, TTA grupta, serbest ve ekstremitelere eşit ağırlık verilmiş duruş pozisyonunda elde edilen; her iki skapula inferior kenarı-orta hatta uzaklık farkının mutlak değerinin, omuz, SİPS ve SİAS düzlem açılarının benzer olduğu görülmüştür ($p>0,05$). TFA grupta, eşit ağırlık aktarımı pozisyonunda elde edilen omuz düzlem açısı, serbest duruştan anlamlı düzeyde yüksek bulunurken ($p:0,015$), diğer postür parametrelerinin her iki duruş pozisyonunda benzer olduğu tespit edilmiştir (Tablo 2).

Postür parametreleri gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark göstermemiştir ($p>0,05$) (Tablo 2).

Tablo 1: Olguların demografik, amputasyon ve protez ile ilişkili özellikleri

	Yaş (yıl) Ort±SS	VKİ (kg/m ²) Ort±SS	Amputasyon Nedeni n(%)			Amputasyon Zamanı n(%)			Protez Kullanım Süresi (ay) Ort±SS	
			İş Kazası	Trafik Kazası	Savaş	>10 yıl	5-10 yıl	1-5 yıl		
TTA (n=14)	36,36±12,15	24,92±3,61	3(21,4)	2(14,3)	9(64,3)	3(21,4)	5 (35,8)	6(42,8)	68,07±55,80	
TFA (n=15)	27,36±7,60	21,70±4,58	2(13,3)	-	13(86,7)	2(13,3)	5(33,3)	8(53,4)	63,87±75,75	
p	0,063	0,031	-	-	-	-	-	-	0,615	

Komponentler	Süspansiyon Tipi n(%)		Ayak Tipi n(%)					Diz Tipi n(%)			
	Pin Lock	Aktif Vakum	Pasif Vakum	Ekleml Ayak	Dinamik Ayak	Karbon Ayak	Sach Ayak	Pnö. Diz	Hidrolik Diz	Mekanik Diz	Mikroişl. Diz
TTA (n=14)	9(64,3)	3(21,4)	2(14,3)	3(21,4)	2(14,3)	7(50)	2(14,3)	-	-	-	-
TFA (n=15)	10(66,6)	1(6,7)	4(26,7)	12(80)	1(6,7)	2(13,3)	-	6(40)	6(40)	2(13,3)	1(6,7)

TTA:Transtibial Amputeler, TFA:Transfemoral Amputeler, VKİ:Vücut Kütle İndeksi, Pnö. Diz: Pnömatik Diz, Mikroişl. Diz: Mikroişlemlili Diz p: Mann Whitney U Testi, p<0,05.

Tablo 2: Olguların 6DYT öncesi ayakta serbest ve ekstremitelere eşit ağırlık verilmiş duruş bulgularının grup içi ve gruplar arası karşılaştırması

Parametreler	TTA (n=14)			TFA (n=15)			Gruplar Arası Karşılaştırma	
	SD Medyan (Min-Max)	EAD Medyan (Min-Max)	p	SD Medyan (Min-Max)	EAD Medyan (Min-Max)	p	p*	p**
Fark-Skapula Orta Hat Uzaklığı (cm)	1,84 (0,23-8,04)	2,48 (0,18-6,32)	0,826	1,79 (0,12-5,38)	2,05 (0,06-5,05)	0,650	0,727	0,432
Omuz Düzlem Açısı (°)	0,91 (0,29-5,89)	1,81 (0,15-7,22)	0,826	1,17 (0,35-3,82)	2,93 (0,18-7,72)	0,015	0,743	0,371
SİPS Düzlem Açısı (°)	2,42 (0,00-8,22)	2,81 (0,69-7,13)	0,683	3,01 (0,86-6,71)	1,79 (0,26-6,20)	0,211	0,383	0,206
SİAS Düzlem Açısı (°)	2,48 (0,87-6,66)	2,41 (0,20-6,41)	0,594	2,76 (0,10-8,73)	2,99 (0,31-9,76)	0,320	0,616	0,485
Kifoz^{Sa}(°)	54,90 (28,50-73,89)	-	-	57,83 (43,53-66,25)	-	-	0,600	-
Kifoz^A(°)	55,05 (32,65-70,06)	-	-	62,42 (35,06-71,29)	-	-	0,106	-
Lordoz^{Sa}(°)	42,63 (28,07-59,06)	-	-	40,78 (15,59-67,79)	-	-	0,965	-
Lordoz^A(°)	34,22 (20,89-59,28)	-	-	46,27 (15,59-60,66)	-	-	0,055	-

TTA:Transtibial Amputeler, TFA:Transfemoral Amputeler, SD:Serbest duruş, EAD:Eşit ağırlık verilmiş pozisyonda duruş, Fark-Skapula Orta Hat Uzaklık:Skapulaların inferior kenarının orta hatta uzaklıkları farkı, SİPS: Spina İliaka Posterior Superior, SİAS: Spina İliaka Anterior Superior, ^{Sa}:Sağlam taraf, ^A:Ampute Taraf, p: İki duruş pozisyonunda elde edilen değerlerin grup içi karşılaştırması, Wilcoxon Test, p*: Serbest duruş pozisyonunda elde edilen değerlerin gruplararası karşılaştırması- Mann Whitney U test, p***: Eşit ağırlık verilmiş duruş pozisyonunda elde edilen değerlerin gruplararası karşılaştırması-Mann Whitney U testi, p<0,05

6DYT’de katedilen mesafe (TTA:419,79±61,05m; TFA:293,67±91,23 m) TTA grubu lehine istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ($p<0,001$).

6DYT sonrası yapılan grup içi karşılaştırmalarda, ekstremitelere eşit ağırlık verilmiş pozisyonda, TTA grupta SİPS düzlem açısı ($p=0,041$), TFA grupta ise omuz düzlem açısı ($p=0,003$) serbest duruş pozisyonuna göre anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur (Tablo 3). Her iki grupta da, serbest ve ekstremitelere eşit ağırlık verilmiş duruş pozisyonunda, postür parametreleri 6DYT öncesine göre istatistiksel olarak anlamlı bir değişim göstermemiştir ($p>0,05$, veriler tabloda gösterilmemiştir).

Ayakta serbest ve eşit ağırlık verilmiş duruş pozisyonunda, 6DYT’ni takiben postür parametrelerinde gerçekleşen değişimin gruplarda benzer olduğu görülmüştür ($p>0,05$) (Tablo 4).

6DYT öncesinde, bel ağrısı şiddeti açısından gruplar arasındaki fark anlamlı değildir ($p=0,281$). Test sonrasında ağrı şiddetinin TTA (E.Ö:2,43±2,10; E.S.:3,29±3,19; $p:0,034$) ve TFA grubunda (E.Ö:3,47±2,66; E.S.:4,93±3,10; $p:0,002$) anlamlı düzeyde yükseldiği tespit edilmiştir. 6DYT sonrasında ağrıda meydana gelen değişim oranının her iki grupta benzer seviyede gerçekleştiği görülmüştür ($p=0,143$).

Tablo 3: Olguların 6DYT sonrası ayakta serbest duruş ve ekstremitelere eşit ağırlık verilmiş pozisyon bulgularının grup içi karşılaştırması

Parametreler	TTA (n=14)			TFA (n=15)		
	SD Medyan (Min-Max)	EAD Medyan (Min-Max)	P	SD Medyan (Min-Max)	EAD Medyan (Min-Max)	P
Fark-Skapula Orta Hat Uzaklığı (cm)	2,13 (0,36-6,91)	1,66 (0,00-7,63)	0,826	1,51 (0,00-7,27)	2,15 (0,20-8,89)	0,191
Omuz Düzlem Açısı (°)	2,59 (0,12-6,63)	2,07 (0,00-7,25)	0,683	1,17 (0,00-4,10)	3,13 (0,44-8,34)	0,003
SİPS Düzlem Açısı (°)	1,68 (0,00-8,10)	2,49 (0,36-8,04)	0,041	1,76 (0,00-6,11)	1,17 (0,00-6,55)	0,307
SİAS Düzlem Açısı (°)	2,44 (0,41-8,54)	2,59 (0,49-7,20)	0,925	3,46 (0,00-9,34)	3,66 (0,26-9,41)	0,191

TTA:Transtibial Amputeler, TFA:Transfemoral Amputeler, SD:Serbest duruş, EAD:Eşit ağırlık verilmiş pozisyonda duruş, Fark-Skapula Orta Hat Uzaklık:Skapulaların inferior kenarının orta hatta uzaklıkları farkı, SİPS: Spina İliaka Posterior Superior, SİAS: Spina İliaka Anterior Superior, Wilcoxon Testi, p<0,05.

Tablo 4: Olguların 6DYT öncesi ve sonrası fark değerlerinin gruplar arası karşılaştırması

Parametreler	TTA (n=14)		TFA (n=15)		Gruplar Arası Karşılaştırma	
	SD Medyan (Min-Max)	EAD Medyan (Min-Max)	SD Medyan (Min-Max)	EAD Medyan (Min-Max)	P	p*
Fark-Skapula Orta Hat Uzaklığı (cm)	-0,03 (-2,44+1,33)	+0,12 (-6,32+2,98)	+0,15 (-4,61+3,13)	+0,23 (-0,70+4,07)	0,616	0,371
Omuz Düzlem Açısı (°)	+0,62 (-1,44+2,28)	+0,42 (-1,88+2,62)	+0,16 (-3,53+2,25)	-0,07 (-3,69+4,09)	0,419	0,965
SİPS Düzlem Açısı (°)	-0,21 (-3,13+2,15)	-0,08 (-6,15+1,81)	-0,31 (-4,97+1,71)	-0,23 (-4,21+0,99)	0,631	0,632
SİAS Düzlem Açısı (°)	-0,20 (-1,39+2,62)	+0,39 (-1,41+1,78)	+0,06 (-1,92+1,75)	-0,02 (-1,49+3,25)	0,930	0,458
Kifoz^{Sa}(°)	-0,75 (-14,26+13,23)	-	+2,43 (-14,76+20,23)	-	0,694	-
Kifoz^A(°)	+0,13 (-11,65+13,60)	-	-1,00 (-13,96+12,58)	-	0,359	-
Lordoz^{Sa}(°)	-4,56 (-28,17+10,81)	-	-1,56 (-16,82+30,69)	-	0,222	-
Lordoz^A(°)	-3,70 (-12,44+20,64)	-	+1,36 (-28,35+36,07)	-	0,896	-

TTA:Transtibial Amputeler, TFA:Transfemoral Amputeler, SD:Serbest duruş, EAD:Eşit ağırlık verilmiş duruş, Fark-Skapula Orta Hat Uzaklık: Skapulaların inferior kenarının orta hatta uzaklıkları farkı, SİPS: Spina Iliaka Posterior Superior, SİAS: Spina Iliaka Anterior Superior,^{Sa}:Sağlam taraf, ^A:Ampute Taraf, p: Serbest duruş pozisyonunda elde edilen fark değerlerinin gruplararası karşılaştırması-Mann Whitney U test, p*: Ekstremitelere eşit ağırlık verilmiş duruş pozisyonunda elde edilen fark değerlerinin gruplararası karşılaştırması- Mann Whitney U test, p<0,05.

Torasik kifoz ve lomber lordoz derecesi açısından, sağlıklı ve ampute taraf değerlerin grup içi karşılaştırmasında, her iki grupta da, 6DYT öncesi sağlıklı ve ampute taraf kifoz açılarının benzer olduğu tespit edilmiştir. Benzer durumun 6DYT sonrasında da devam ettiği görülmüştür ($p>0,05$) (Tablo 5). Lomber lordoz açısı, TTA grupta, egzersiz öncesinde sağlıklı tarafta ampute tarafa göre anlamlı düzeyde yüksek bulunurken ($p:0,019$), TFA grupta, hem 6DYT öncesinde hem de sonrasında, sağlıklı ve ampute taraf lomber lordoz açılarının benzer olduğu tespit edilmiştir ($p>0,05$) (Tablo 5).

Her iki grupta da, sağlıklı ve ampute taraf torasik kifoz ve lomber lordoz değerlerinin 6DYT sonrasında anlamlı düzeyde değişmediği görülmüştür ($p>0,05$) (Tablo 5).

Gruplar arası karşılaştırmalarda, 6DYT öncesinde, sağlıklı ve ampute taraf torasik kifoz ve lomber lordoz açılarının gruplar arasında benzer olduğu tespit edilmiştir ($p>0,05$) (Tablo 2). 6DYT'ni takiben açılarda meydana gelen değişim oranı açısından gruplar arasında anlamlı fark bulunamamıştır ($p>0,05$) (Tablo 4).

Tablo 5: 6DYT öncesi ve sonrası, sağlıklı/ampute taraf kifo ve lordoz değerlerinin grup içi karşılaştırılması

Parametreler	Taraf	6DYT Ö. Medyan (Min-Max)	6DYT S. Medyan (Min-Max)	p	
TTA (n=14)	Kifo(°)	Sağlıklı	54,90 (28,50-73,89)	0,778	
		Ampute	55,05 (32,65-70,06)	0,683	
	p*	0,572	0,875		
	Lordoz(°)	Sağlıklı	42,63 (28,07-59,06)	37,21 (18,41-64,05)	0,158
		Ampute	34,22 (20,89-59,28)	33,69 (17,37-63,21)	0,221
	p*	0,019	0,177		
TFA (n=15)	Kifo(°)	Sağlıklı	57,83 (43,53-66,25)	0,910	
		Ampute	62,42 (35,06-71,29)	57,33 (36,60-77,31)	0,478
	p*	0,394	0,955		
	Lordoz(°)	Sağlıklı	40,78 (15,59-67,79)	45,23 (21,90-69,63)	0,865
		Ampute	46,27 (15,59-60,66)	45,97 (18,76-62,31)	0,865
	p*	0,826	0,177		

TTA:Transtibial Amputeler, TFA:Transfemoral Amputeler, 6DYT Ö.: 6 dk yürüme testi öncesi, 6DYT S.:6 dk yürüme testi sonrası, p: Egzersiz öncesi ve sonrası elde edilen değerlerin grup içi karşılaştırması-Wilcoxon testi; p*: Sağlıklı ve ampute taraftan elde edilen değerlerin grup içi karşılaştırması-Wilcoxon testi; p<0,05.

Tartışma ve Sonuç

Statik postural adaptasyonlar ve submaksimal egzersizin postür parametreleri ile bel ağrısı üzerine etkisi açısından transtibial ve transfemoral amputeleri karşılaştırdığımız araştırmada, amputasyon seviyesinin statik postural adaptasyonların gelişiminde ayırt edici bir etkiye sahip olmadığı gösterilmiştir. Benzer şekilde submaksimal egzersizin postür parametreleri ve bel ağrısı üzerine etkisinin amputasyon seviyesinden etkilenmediği tespit edilmiştir.

VKİ, TFA grupta anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur. Amputasyon seviyesinin yükselmesi ile birlikte eklem kaybı ve ağırlık merkezi yer değişim oranının arttığı, asimetric yürüyüş paterninin daha şiddetli açığa çıktığı bildirilmiştir. Bu durum ambulasyon sırasında enerji harcamasını artırarak (Wong, Benoy, Blackwell, Jones ve Rahal, 2012; Clemens ve diğ., 2020; Schmalz, Blumentritt ve Jarasch, 2002) erken yorgunluk oluşmasına neden olmakta (Hendershot, Shojaei, Acasio, Dearth ve Bazrgari, 2018) ve ambulasyon aktivitesinin azalması ile sonuçlanabilmektedir (Esposito, Rábago ve Wilken, 2018). Diğer taraftan azalan aktivite ile ters orantılı olarak kilo alımının arttığı bildirilmiştir (Littman ve diğ., 2015). Bu çalışmada TFA’da VKİ’nin düşük çıkması geçmiş çalışmaların bulguları ile uyumlu değildir. Değerlendirilen grupların travma kökenli amputasyona sahip genç bireylerden oluşmasının her iki grupta da ambulasyon sırasında yorgunluğun daha geç açığa çıkmasına, dolayısıyla aktivite düzeylerinin yüksek olmasına katkıda bulunduğu düşünülmektedir. TFA grupta yaş ortalamasının TTA’ya göre anlamlıya yakın düzeyde düşük olması, yüksek amputasyon seviyesinin ambulasyonu kısıtlayıcı etkisini azaltmış olabilir.

6DYT öncesinde, iki farklı duruş pozisyonunda değerlendirilen postür parametreleri içerisinde sadece omuz düzlem açısı TFA grupta duruş pozisyonları arasında farklılık göstermiştir. Protez kullanan unilaterale alt ekstremite amputelerinde ambulasyon sırasında sağlam ekstremiteye daha fazla yük verilmesinin lumbopelvik bölgede asimetric hareket paterninin açığa çıkmasına (Rusaw ve Ramstrand, 2011) ve anteroposterior/mediolateral salınımların artmasına neden olduğu bildirilmiştir (Adamczyk ve Kuo, 2009). Ambulasyon sırasında görülen asimetric hareket paternleri ve vücut ağırlık merkezinin değişimi zamanla statik postürde de lomber lordoz artışı, (Massie ve Haddox, 1999) pelviste normalden sapan inklinasyon açısı (Gaunard, Gailey, Hafner,

Gomez-Marin ve Kirk-Sanchez, 2011) ve fonksiyonel skolyoz gibi asimetrilerin gelişmesine neden olmaktadır. Bu araştırmada değerlendirilen grupların genç olması, protez kullanımına amputasyonu takiben kısa süre içinde başlamış olmaları ve benzer protez rehabilitasyonu programına alınmalarının statik postural adaptasyonların açığa çıkışını yavaşlatıcı bir etkiye sahip olduğu düşünülmektedir. Ayrıca her iki grubun travma kaynaklı amputasyona sahip amputelerden oluşması, vasküler kaynaklı ampütasyonlarda görülebilen ampütasyon öncesi adaptasyon sürecinin bu gruplarda gerçekleşmediğini göstermektedir. Bu durum postür parametrelerinin her iki duruş pozisyonunda benzer çıkmasına katkıda bulunmuş olabilir.

TFA’da ambulasyon sırasında L5-S1 verteбалara binen yükün sağlıklı bireylerden yaklaşık %77 oranında daha yüksek olduğu (Hendershot ve diğ., 2018) eşlik eden aktif ve pasif sinerjilerin artması nedeniyle TTA’ya göre daha geniş amplitüdü lumbopelvik asimetrik hareketlerin açığa çıktığı bildirilmiştir (Shojaei ve diğ., 2019; Hendershot, Bazrgari ve Nussbaum, 2013). Benzer durum oturmadan ayağa kalkma, dönme, merdiven çıkma gibi günlük yaşamda sık kullanılan aktiveler sırasında da gerçekleşmektedir (Shojaei ve diğ., 2019; Actis, Nolasco, Gates ve Silvermann, 2018). Hipotezimiz TFA gruptaki adaptasyonların daha şiddetli olacağı yönündeydi. Bu açıdan elde ettiğimiz bulgular diğer çalışmalar ile uyumlu değildir (Shojaei ve diğ., 2019; Actis, Nolasco, Gates ve Silvermann, 2018). Bu durum protez kullanım süreleri, amputasyon sebebi gibi postural adaptasyonların şiddetini etkileyecek parametrelerin gruplarda benzer olması ile ilişkili olabilir. Postural stabilite açısından genç ve yaşlı olguların karşılaştırıldığı çalışmalarda, ilerleyen yaş ile birlikte postür için gerekli motor stratejilerin ve spinal reflekslerin adaptif değişiklikler gösterdiği ve nöral plastisitenin etkilendiği bildirilmiştir (Norris, Marsh, Smith, Kohut ve Miller, 2005; Prieto, Myklebust, Hoffmann, Lovett ve Myklebust, 1996; Aruin, Nicholas ve Latash, 1997). Amputasyonu takiben kuvvet üretme ve momentum oluşturma kapasitesindeki azalma, amputelerin ambulasyon sırasında enerji harcamasını arttırmaktadır. Bu durum (TFA’de daha fazla olmak üzere) fonksiyonel yürünmenin sağlanabilmesi için özellikle pelvis, kalça ve lumbal bölge kaslarda kompensatuar mekanizmaların devreye girmesine neden olmaktadır (Shojaei ve diğ., 2019). Anlamlı düzeyde olmasa da TFA grubun daha genç ve TTA grubuna göre daha düşük VKİ’ye sahip amputelerden oluşması, bu grupta ambulasyon sırasında yaşanan zorlanma

derecesini azaltacaktır. Bu durum TFA'de daha fazla olması beklenen adaptasyon şiddetinin gelişimini yavaşlatmış olabilir.

6DYT'de katedilen mesafe TTA grubu lehine yüksek çıkmıştır. TFA'da anatomik diz ekleminin yokluğunun ambulasyon hızında düşüşe, harcanan enerji miktarında ise artışa neden olduğu bildirilmiştir (Wong ve diğ., 2012; Varrecchia ve diğ., 2019; Bae, Choi, Hong ve Mun, 2007; Gitter, Paytner, Walden ve Darm, 2002). Ayrıca seviye yükseldikçe artan anteroposterior ve mediolateral salınımlar nedeniyle gelişen düşme korkusunun ambulasyon hızını azalttığı bildirilmiştir (Dite, Connor ve Curtis, 2007). Araştırmamızda elde edilen bulgu geçmiş çalışmalar ile uyumludur (Wong ve diğ., 2012; Gitter ve diğ., 2002).

6DYT'ni takiben, ekstremitelere eşit ağırlık verilmiş ayakta duruş pozisyonunda, TTA'de SIPS düzlem açısının anlamlı düzeyde yükseldiği görülürken, TFA'da ise omuz düzlem açısının (egzersiz öncesine benzer şekilde) anlamlı düzeyde yüksek seyrettiği tespit edilmiştir. Testin oluşturduğu yorgunluk nedeniyle serbest duruş pozisyonunda postural asimetrinin artması beklenmiştir (Nardone, Tarantola, Giordano ve Schieppati, 1997; Gandevia, 1998). Asimetrinin, beklentilerimizin aksine, eşit ağırlık verilmiş pozisyonda açığa çıkması bu asimetrilerin amputasyona bağlı bir durum olmadığı olasılığını akla getirmektedir.

Her iki duruş pozisyonunda da, 6DYT sonrasında postural parametrelerde meydana gelen değişim oranı gruplar arasında fark göstermemiştir. Protez kullanımı ile birlikte lumbopelvik bölgede görülen adaptasyonların benzer olduğu fakat amputasyon seviyesinin yükselmesiyle şiddetinin arttığı bildirilmiştir (Esposito ve Wilken, 2014; Devan, Carman, Hendrick, Hale ve Ribeiro, 2015). Adaptasyonları belirleyen diğer bir faktörün bel ağrısıdır ve antalgik postür asimetrik adaptasyonları artırabilmektedir (Friel, Domholdt ve Smith, 2005). Transfemoral amputelerde yaş ve protez kullanım süresinin ağrının açığa çıkış zamanı ve şiddetini belirleyen önemli faktörlerden olduğu, ağrının ileri yaş ve uzun protez kullanım süresiyle doğru orantılı olarak arttığı belirtilmiştir (Devan ve diğ., 2017). Bu araştırmada her iki grubun benzer protez kullanım süresine ve egzersiz öncesi benzer ağrı düzeyine sahip olması, egzersizi takiben ağrı artış oranının her iki grupta benzer düzeyde gerçekleşmesi, egzersizin postür parametrelerine ve ağrı

üzerine etkisinin amputasyon seviyesinden etkilenmediğini düşündürmektedir. Bu durum, TFA grubun daha genç ve düşük VKİ'ne sahip amputelerden oluşmasının bir sonucu olabilir.

Bu araştırmada, sağlıklı ve ampute taraftan ayrı ayrı olmak üzere, torasik kifoz ve lomber lordoz açıları incelenmiştir. TTA grupta, 6DYT öncesinde, sağlıklı taraf lomber lordoz açısı ampute tarafa göre anlamlı derecede yüksek çıkmıştır. Günlük yaşamda ambulasyonun %35-45'ini dönüş aktivitesi oluşturmaktadır. Amputelerde, dönüş aktivitesinin genelde sağlam ekstremiteler üzerinden yapılmasının sağlam tarafta artan lordoz ile sonuçlandığı (Clemens ve diğ., 2018) ve pelviste meydana gelen asimetrinin hareketlerin hızı ile doğru orantılı şekilde arttığı bildirilmiştir (Bruijn, Meijer, Van Dieen, Kingma ve Lamoth, 2008; Lamoth ve diğ., 2002; Morgenroth ve diğ., 2011). 6DYT'ni takiben, her iki taraf lomber lordoz değerlerinin düşerek birbirine yaklaşmasının egzersizin doku ısıısını artırıcı etkisiyle lumbopelvik bölge ligament esnekliğini yükseltmesinin bir sonucu olduğu düşünülebilir (Petrofsky, Laymon ve Lee, 2013).

Amputelerde dönüş aktivitesinin sağlıklı taraf yönünde aşırı rotasyonla gerçekleşmesinin, vertebral rotasyonu tetikleyerek zamanla torasik kifoz açısını da artırdığı bildirilmiştir (Facione ve diğ., 2019; Leroux ve diğ., 2000; Been ve Kalichman, 2014). Ayrıca, anterior pelvik tiltin oluşturduğu tekrarlı yüklenmeler vertebral rotasyonun (lumbal segmentlerin vertebral dizilimi ve ligamentöz yapıların kısıtlayıcı özelliğinden dolayı) torasik segmentlere doğru ilerlemesine ve torasik kifoz açısının artmasına neden olmaktadır (Somerville, 1952). Araştırma bulguları her iki grupta da, sağlıklı ve ampute taraf torasik kifoz değerlerinin benzer olduğunu ve bu durumun 6DYT sonrasında da devam ettiğini göstermiştir. Bununla birlikte elde edilen kifoz değerlerinin sağlıklı popülasyona (20-40°) (Fon, Pitt ve Thies, 1980) göre çok yüksek olması, amputasyonun neden olduğu statik adaptasyonlar olarak düşünülebilir. 6DYT'ni takiben, her iki grupta da, sağlam ve ampute taraftan ölçülen torasik kifoz değerlerinin benzer olması mevcut durumda ambulasyon hızının torakal vertebraları etkilemediğini düşündürmektedir.

Araştırma grubunun sadece travmatik amputelerden oluşması araştırmanın kısıtlı yanlarından biridir. Adaptasyonların amputasyon öncesinde başladığı kronik hastalık kaynaklı amputasyona sahip amputeler değerlendirilememiştir. Amputelerde görülen statik adaptasyonların amputasyon nedeni açısından incelenmesinin bu tür adaptasyonları önlemeye yönelik

rehabilitasyon programlarını şekillendirmek açısından önemli olduğu düşünülmektedir. Postür parametrelerinin fotogrametrik yöntemlerle değerlendirilmesi yaygın olarak kullanılan bir yöntem olmasına rağmen, ölçüm prosedürünün tam standardize edilmemiş (kamera yüksekliği, kamera mesafesi vb.) olması (Singla, Veqar, & Hussain, 2017) ve postür parametrelerine ilişkin normatif veri eksikliği (Porto ve Okazaki, 2018) bu ölçüm yöntemi için dezavantaj oluşturmaktadır. Bu açıdan araştırmada kullanılan ölçüm yöntemi çalışmanın diğer bir kısıtlılığıdır. Protezi oluşturan komponentler açısından çeşitliliğin olması bu araştırmanın diğer bir kısıtlı yanıdır. Gelecek çalışmalarda protezde kullanılan diz ve ayak bileği eklemi, süspansiyon tipi gibi komponentler benzer tutularak bu komponentlerin statik postür parametrelerine olan etkisi dışlanabilir.

Statik postural adaptasyonlar ve submaksimal egzersizin bu adaptasyonlar ile bel ağrısı üzerine etkisi açısından transtibial ve transfemoral amputeleri karşılaştırdığımız bu araştırmada, her iki grubun postural parametreler açısından benzer adaptasyonlara sahip olduğu ve bu durumun submaksimal egzersizle değişmediği gözlemlenmiştir. Amputasyon seviyesi submaksimal egzersizin ağrı şiddeti üzerine etkisinde belirleyici rol oynamamaktadır. Gruplarımızın travma nedenli amputasyona sahip genç bireylerden oluşması, düşük VKİ'ye ve benzer protez kullanım süresine sahip olmalarının yanısıra, amputasyonu takiben protezlemenin hemen başlaması ve benzer protez rehabilitasyonuna katılmalarının bu sonuca ulaşmada etken olduğu düşünülmektedir. Protezlemeyi takiben amputelerin periyodik aralıklarla adaptasyonlar açısından değerlendirilip, dinamik bir rehabilitasyon programı ile desteklenmesi, statik adaptasyonların ve bel ağrısının gelişme hızını ve şiddetini azaltabilecektir. Bu durum sekonder patolojilerin açığa çıkışını ve şiddetini azaltarak amputelerin yaşam kalitesini yükselttiği gibi, sosyal güvenlik kurumuna binen yükü de azaltacaktır.

Teşekkür

Veri toplama sürecinde vermiş oldukları destekten dolayı Uluslararası Doktorlar Derneği Yönetim Kurulu Üyelerine ve Fizyoterapist Zehra AKPINAR'a teşekkür ederiz.

Finansal Destek

Bu araştırma (Proje Numarası: 2020/102) Sağlık Bilimleri Üniversitesi, Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından desteklenmiştir.

Çıkar Çatışması

Çıkar çatışması bulunmamaktadır

Kaynakça

- Actis, J. A., Nolasco, L. A., Gates, D. H. & Silvermann, A. K. (2018). Lumbar loads and trunk kinematics in people with a transtibial amputation during sit-to-stand. *Journal of Biomechanics*, 69, 1-9.
- Adamczyk, P. G. & Kuo, A.D. (2009). Redirection of center-of-mass velocity during the step-to-step transition of human walking. *The Journal of Experimental Biology*, 212, 2668-2678.
- American Thoracic Society. (2002). ATS Statement: The Six-Minute Walk Test. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, 166, 111-117.
- Aruin, A. S., Nicholas, J. J. & Latash, M.L. (1997). Anticipatory postural adjustments during standing in below-the-knee amputees. *Clinical Biomechanics*, 12(1), 52-59.
- Bae, T. S., Choi, K., Hong, D. & Mun, M. (2007). Dynamic analysis of above-knee amputee gait. *Clinical Biomechanics*, 22, 557-566.
- Been, E. & Kalichman, L. (2014). Lumbar lordosis. *Spine*, 14(1), 87-97.
- Bellmann, M., Blumentritt, S., Pusch, M., Schmalz, T. & Schönemeier, M. (2017). The 3D L . A . S . A . R . –A new generation of static analysis for optimising prosthetic and orthotic alignment. *Measuring Technology*, 18-25.
- Bruijn, S.M., Meijer, O.G., Van Dieen, J. H., Kingma, I. & Lamoth, C. J. (2008). Coordination of leg swing, thorax rotations and pelvis rotations during gait: The organisation of total body angular momentum. *Gait & Posture*, 27, 455-462.
- Clemens, S. M., Kim, K. J., Gailey, R., Kirk-Sanchez, N., Kristal, A. & Gaunaud, I. A. (2020). Inertial sensor-based measures of gait symmetry and repeatability in people with unilateral lower limb amputation. *Clinical Biomechanics*, 72, 102-107.
- Clemens, S. M., Klute, G. K., Kirk-Sanchez, N., Raya, M. A., Kim, K. J., Gaunaud, I. A., ve diğ. (2018). Temporal-spatial values during a 180° step turn in people with unilateral lower limb amputation. *Gait & Posture*, 63, 276-281.
- Devan, H., Carman, A. B., Hendrick, P., Hale, L. & Ribeiro, D. C. (2015). Spinal, pelvic, and hip movement asymmetries in people with lower limb amputation: Systematic review. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 52(1), 1-20.
- Devan, H., Dillon, M. P., Carman, A. B., Hendrick, P., Hale, L., Boocock, M., ve diğ. (2017). Spinal and pelvic kinematics during gait in people with lower limb amputation, with and without low back pain: An exploratory study. *Journal of Prosthetics and Orthotics*, 29(3), 121-129.
- Devan, H., Hendrick, P., Ribeiro, D. C., Hale, L. A. & Carman, A. (2014). Asymmetrical movements of the lumbopelvic region: Is this a potential mechanism for low back pain in people with lower limb amputation? *Medical Hypotheses*, 82(1), 77-85.
- Dite, W., Connor, H. J. & Curtis, H.C. (2007). Clinical identification of multiple fall risk early after unilateral transtibial amputation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 88(1), 109-114.
- Duclos, C., Roll, R., Kavounoudias, A., Mongeau, J. P., Roll, J. P. & Forget, R. (2009). Postural changes after sustained neck muscle contraction in persons with a lower leg amputation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19, 214-222.
- Dunk, N.M., Lalonde, J. & Callaghan, J. P. (2005). Implications for the use of postural analysis as a clinical diagnostic tool: reliability of quantifying upright standing spinal postures from photographic images. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 28(6), 386-392.
- Esposito, E. R., Rábago, C. A. & Wilken, J. (2018). The influence of traumatic transfemoral amputation on metabolic cost across walking speeds. *Prosthetics and Orthotics International*, 42(2), 214-22.
- Esposito, E. R. & Wilken, J. M. (2014). The relationship between pelvis-trunk coordination and low back pain in individuals with transfemoral amputations. *Gait & Posture*, 40, 640-646.
- Facione, J., Villa, C., Borrini, L., Thomas, M., Truffaut, S., Rogez, D., ve diğ. (2019). Spinopelvic sagittal

- alignment of patients with transfemoral amputation. *European Spine Journal*, 28, 1920-1928.
- Ferreira, E. A., Duarte, M., Maldonado, E. P., Bersanetti, A.A. & Marques, A.P. (2011). Quantitative assessment of postural alignment in young adults based on photographs of anterior, posterior and lateral views. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 34(6), 371-380.
- Fon, G. T., Pitt, M. J. & Thies, A. C. (1980). Thoracic kyphosis: Range in normal subjects. *American Journal of Roentgenology*, 134, 979-83.
- Friel, K., Domholdt, E. & Smith, D. G. (2005). Physical and functional measures related to low back pain in individuals with lower-limb amputation: An exploratory pilot study. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 42(2), 155-165.
- Gailey, R., Allen, K., Castles, J., Kucharik, J. & Roeder, M. (2008). Review of secondary physical conditions associated with lower-limb amputation and long-term prosthesis use. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 45(1), 15-30.
- Gailey, R. S., Roach, K. E., Applegate, E.B., Cho, B., Cunniffe, B., Licht, S., ve diğ. (2002). The amputee mobility predictor: An instrument to assess determinants of the lower-limb amputee's ability to ambulate. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83, 613-627.
- Gandevia, S. C. (1998). Neural control in human muscle fatigue: changes in muscle afferents, motor neurones and motor cortical drive. *Acta Physiologica Scandinavica*, 162, 275-283.
- Gaunard, I., Gailey, R., Hafner, B. J., Gomez-Marin, O. & Kirk-Sanchez, N. (2011). Postural asymmetries in transfemoral amputees. *Prosthetics and Orthotics International*, 35(2), 171-180.
- Gitter, A., Paytner, K., Walden, G. & Darm, T. (2002). Influence of rotators on the kinematic adaptations in stubby prosthetic gait. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81, 310-314.
- Hayran, M. & Hayran M. (2018). *Sağlık araştırmaları için temel istatistik* (2. Baskı). Ankara: Omega.
- Hendershot, B. D., Bazrgari, B. & Nussbaum, M. A. (2013). Persons with unilateral lower-limb amputation have altered and asymmetric trunk mechanical and neuromuscular behaviors estimated using multidirectional trunk perturbations. *Journal of Biomechanics*, 46(11), 1907-1912.
- Hendershot, B. D. & Nussbaum, M. A. (2013). Persons with lower-limb amputation have impaired trunk postural control while maintaining seated balance. *Gait & Posture*, 38, 438-442.
- Hendershot, B. D., Shojaei, I., Acasio, J. C., Dearth, C. L. & Bazrgari, B. (2018). Walking speed differentially alters spinal loads in persons with traumatic lower limb amputation. *Journal of Biomechanics*, 70, 249-254.
- Johannesson, A., Larsson, G. U., Ramstrand, N., Turkiewicz, A., Wirehn, A. B. & Atroshi, I. (2009). Incidence of lower-limb amputation in the diabetic and nondiabetic general population. *Diabetes Care*, 32(2), 275-280.
- Karademir, M., Karavelioğlu, E., Boyacı, G. M. & Eser, O. (2014). Omurgada sagittal dengenin önemi ve spinopelvik parametreler. *The Journal of Turkish Spinal Surgery*, 25:139-148.
- Lahiri, S. & Das, P. G. (2012). Reliability of the six-minute walk test in individuals with transtibial amputation. *Indian Journal of Physiotherapy & Occupational Therapy*, 6(2), 105-107.
- Lamoth, C. J., Meijer, O. G., Wuisman, P. I., Van Dieen, J. H., Levin, M. F. & Beek, P. J. (2002). Pelvis-thorax coordination in the transverse plane during walking in persons with nonspecific low back pain. *Spine*, 27(4), 92-99.
- Leroux, M. A., Zabjek, K., Simard, G., Badeaux, J., Coillard, C. & Rivard, C. H. (2000). A Noninvasive anthropometric technique for measuring kyphosis and lordosis: An application for idiopathic scoliosis. *Spine*, 25(13), 1689-1694.
- Littman, A.J., Thompson, M. L., Arterburn, D. E., Bouldin, E., Haselkorn, J. K., Sangeorzan, B. J., ve diğ. (2015). Lower limb amputation and body weight changes in men. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 52(2), 159-170.
- Massie, D. L. & Haddox, A. (1999). Influence of lower extremity imbalances on the lumbar spine. *Athletic Therapy Today*, 4(2), 46-51.

- Morgenroth, D. C., Segal, A. D., Zelik, K. E., Czerniecki, J. M., Klute, G. K., Adamczyk, P. G., ve diğ. (2011). The effect of prosthetic foot push-off on mechanical loading associated with knee osteoarthritis in lower extremity amputees. *Gait & Posture*, 34, 502-507.
- Morrissy, R. T., Goldsmith, G. S., Hall, E. C., Kehl, D. & Cowie, G.H. (1990). Measurement of the Cobb angle on radiographs of patients who have scoliosis. Evaluation of intrinsic error. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 72, 320-327.
- Nardone, A., Tarantola, J., Giordano, A. & Schieppati, M. (1997). Fatigue effects on body balance. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 105, 309-320.
- Norris, J. A., Marsh, A. P., Smith, I. J., Kohut, R. I. & Miller, M. E. (2005). Ability of static and statistical mechanics posturographic measures to distinguish between age and fall risk. *Journal of Biomechanics*, 38, 1263-1272.
- Pedrinelli, A., Saito, M., Coelho, R. F., Fontes, R. B. & Guarniero, R. (2002). Comparative study of the flexor and extensor muscles of the knee through isokinetic evaluation in normal subjects and patients subjected to transtibial amputation. *Prosthetics and Orthotics International*, 26(3), 195-205.
- Petrofsky, J. S., Laymon, M. & Lee, H. (2013). Effect of heat and cold on tendon flexibility and force to flex the human knee. *Medical Science Monitor*, 19, 661-667.
- Porto, A. B. & Okazaki, H. A. (2018). Thoracic Kyphosis and Lumbar Lordosis Assessment by Radiography and Photogrammetry: A Review of Normative Values and Reliability. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 41 (8), 712-723.
- Prieto, T. E., Myklebust, J. B., Hoffmann, R. G., Lovett, E. G. & Myklebust, B. M. (1996). Measures of postural steadiness : Differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 43(9), 956-966.
- Ramírez-Moreno, J., Revilla, J. R., Reyes, M., Clapés, A. & Escalera, S. (2012). Système ADIBAS ® Posture : Mesure de La Posture En 3D Avec Multicapteur Kinect ®.
- Wilhoite, Sydni., Williams, Shonterious., Cook, Jordan, & Ryan, Greg. (2020). Rehabilitation, Guidelines, and Exercise Prescription for Lower Limb Amputees. *Strength and Conditioning Journal*, 42 (2), 95-102.
- Reyes, M., Clapes, A., Ramirez, J., Revilla, J. R. & Escalera, S. (2021). Automatic digital biometry analysis based on depth maps. *Computers in Industry*, 64 (2013), 1316-1325.
- Rusaw, D. & Ramstrand, N. (2011). Motion-analysis studies of transtibial prosthesis users : A systematic review. *Prosthetics and Orthotics International*, 35(1), 8-19.
- Schmalz, T., Blumentritt, S. & Jarasch, R. (2002). Energy expenditure and biomechanical characteristics of lower limb amputee gait: The influence of prosthetic alignment and different prosthetic components. *Gait & Posture*, 16, 255-63.
- Segui, G. & Moreno, J. R. (2021). Global physiotherapy approach to thoracolumbar junction syndrome. A case report. *Journal of Bodywork & Movement Therapies*, 25, 6-15.
- Shojaei, I., Hendershot, B. D., Acasio, J. C., Dearth, C. L., Ballard, M. & Bazrgari, B. (2019). Trunk muscle forces and spinal loads in persons with unilateral transfemoral amputation during sit-to-stand and stand-to-sit activities. *Clinical Biomechanics*, 63, 95-103.
- Singla, D., Veqar, Z. & Hussain, M. E. (2017). Photogrammetric assessment of upper body posture using postural angles: A literature review. *Journal of Chiropractic Medicine*, 16 (2), 131-138.
- Silvermann, A. K., Fey, N. P., Portillo, A., Walden, J. G., Bosker, G. & Neptune, R. R. (2008). Compensatory mechanisms in below-knee amputee gait in response to increasing steady-state walking speeds. *Gait & Posture*, 28, 602-609.
- Somerville, E. (1952). Rotational lordosis: The development of the single curve. *Journal of Bone & Joint Surgery*, 34(3), 421-427.
- Varrecchia, T., Serrao, M., Rinaldi, M., Ranavolo, A., Conforto, S., De Marchis, C., ve diğ. (2019). Common and specific gait patterns in people with varying anatomical levels of lower limb amputation and

- different prosthetic components. *Human Movement Science*, 66, 9-21.
- Wasser, J. G., Herman, D. C., Horodyski, M., Zaremski, J. L., Tripp, B., Page, P., ve diğ. (2017). Exercise intervention for unilateral amputees with low back pain: study protocol for a randomised, controlled trial. *Trials*, 18, (630), 1-11.
- Wong, D., Baker, C. (2001). Smiling face as anchor for pain intensity scales. *Pain*, 89(2), 295-297.
- Wong, C. K., Benoy, S., Blackwell, W., Jones, S. & Rahal, R. (2012). A comparison of energy expenditure in people with transfemoral amputation using microprocessor and nonmicroprocessor knee prostheses: A systematic review. *Journal of Prosthetics and Orthotics*, 24(4), 202-208.
- Zambrano-Cristancho, L. K., Alfonso-Mora, M. L., Castellanos-Garrido, A.L., Sánchez-Vera, M. A. Rodríguez-Prieto, I. E. (2021). Interobserver reliability in three scales used in photogrammetry to measure lumbar lordosis. *Fisioterapia*, 43 (2021), 186-191.