

ORIGINAL ARTICLE

Unilateral transtibial amputelerde farklı yürüyüş hızlarında kalça eklem kinematığının incelenmesi

Ali İmran YALÇIN¹, Fatma Gül YAZICIOĞLU¹

Amaç: Çalışma unilateral transtibial amputasyonu olan bireylerin farklı yürüyüş hızlarında kalça eklem kinematiklerinin 3 boyutlu olarak incelenmesi amacıyla planlandı.

Yöntem: Çalışmaya unilateral transtibial amputasyonu olan (n=10) ve sağlıklı bireyler(n=10) olmak üzere 20 birey dahil edildi. Bireylerin kalça eklem kinematikleri yürüme bandı üzerinde normal hızda, bu hızın %80'inde ve %120'sinde yapılan yürüyüşlerde 3 boyutlu hareket analiz sistemi ile değerlendirildi.

Bulgular: Çalışma sonucunda bireylerin farklı yürüyüş hızlarında ve bu hızlarda gruplar arasında sagittal düzlemde yapılan ölçümlerde fark bulundu ($p<0,05$). Ampute bireylerde protezli ekstremitede kalça hareketlerinin sagittal düzlemde etkilenmemiş ekstremiteden fazla olduğu görüldü ($p<0,05$).

Sonuç: Sagittal düzlemdeki kalça hareketleri yürüyüş hızı ile doğru orantılı olarak değişkenlik göstermektedir. Ekstremiteler arasındaki asimetri farklı hızlarda da devam etmektedir. Bu nedenle ampute rehabilitasyonunda farklı hızlarda da simetrik yürüyüşe yönelik uygulamaların rehabilitasyon programlarına dahil edilmesi gerektiği görüşüne varıldı.

Anahtar kelimeler: Ampute, Yürüyüş, Kinematik, Kalça.

Investigation of hip joint kinematics at different walking speeds in unilateral transtibial amputees

Purpose: The study was planned to examine hip joint kinematics in 3-dimesional at different walking speeds of individuals with unilateral transtibial amputation.

Method: Twenty individuals, including unilateral transtibial amputation (n=10) and healthy individuals (n=10), were included in the study. The hip joint kinematics of the individuals were evaluated with a 3-dimensional motion analysis system during walking at normal speed, 80% and 120% of normal speed on the treadmill.

Results: As a result of the study, there was a difference in the measurements made in the sagittal plane between the groups at different walking speeds of the individuals ($p<0.05$). It was observed that hip movements in the prosthetic extremity in amputees were higher than the unaffected extremity in the sagittal plane ($p<0.05$).

Conclusion: Hip movements in the sagittal plane vary in direct proportion to walking speed. The asymmetry between the extremities continues at different speeds. For this reason, it was concluded that applications for symmetrical walking at different speeds should be included in rehabilitation programs in amputee rehabilitation.

Keywords: Amputees, Gait, Kinematics, Hip.

1: Hacettepe University, Faculty of Physical Therapy and Rehabilitation, Ankara, Türkiye.

Corresponding Author: Ali İmran Yalcin: aliyalcin@hacettepe.edu.tr

ORCID IDs (order of authors): 0000-0002-7361-4535;0000-0002-1160-979X

Received: June 21, 2022. Accepted: June 28, 2022.



Alt ekstremite amputasyonlarını takiben günlük yaşama geri dönüş için bireylere kazandırılması hedeflenen en önemli fonksiyonlardan başında yürüyüş gelmektedir.^{1,2} Unilateral alt ekstremite amputasyonu olan bireylerde yürüyüş esnasında asimetrik bir yüklenme paterni içerisinde oldukları, ampute olmayan ekstremiteye daha çok yük verdikleri ve bu ekstremite üzerindeki duruş fazının daha uzun olduğu belirtilmektedir.³⁻⁶ Alt ekstremite amputasyonu olan bireylerde gelişen bu asimetrinin ampute edilen ekstremitedeki anatomik yapıların ve duyu girdisinin kaybı kaynaklı olduğu düşünülmektedir.⁷ Oluşan bu asimetrik yüklenme unilateral alt ekstremite amputasyonu olan bireylerde sekonder komplikasyonlara yol açabilmektedir.^{6,8} Asimetrik yüklenmenin ilerleyen dönemlerde kalça ve diz eklemlerinde en sık ağrı ve osteoartit gibi komplikasyonların gelişmesine yol açtığı belirtilmektedir.^{9,10} Unilateral transtibial amputasyonu olan bireylerde gelişebilecek olan komplikasyonların önlenmesi amacıyla yürüyüşün detaylı bir şekilde incelenmesi, asimetrik yüklenmenin ve geliştirilen kompansasyon stratejilerinin belirlenmesi son derece önemlidir.

Unilateral transtibial amputasyonu olan bireylerin yürüyüşe ait kinematik özellikleri inceleyen çalışmaların büyük bir çoğunluğu sabit bir zeminde ve bireylerin kendi seçtikleri yürüyüş hızlarında yapılmaktadır.¹¹ Bu ölçümler fonksiyonel olmakla birlikte bireylerin günlük yaşamlarındaki yürüyüşlerini birebir yansıtmamaktadır. Çünkü günlük hayatın gereklilikleri ve karşılaşılan koşullar yürüyüş aktivitesinin farklı hızlarda da yapılmasına neden olmaktadır.

Unilateral transtibial amputasyonu olan bireylerde yürüyüş hızı değiştiğinde kalça eklem kinematiklerinde de değişiklik olacağı ve bu değişikliklerin sağlıklı bireylerden farklı olacağını öngörmekteyiz. Bu nedenle çalışma, unilateral transtibial amputasyonu olan bireylere farklı yürüyüş hızlarında kalça eklemine oluşan kinematik değişikliklerin protezli ve protezsiz ekstremitede sağlıklı bireylerle değişiklik gösterip göstermediğini incelemek amacıyla planlanmıştır.

YÖNTEM

Bireyler

Çalışmaya Hacettepe Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Fakültesi'ne başvuran 18-64 yaş aralığında bulunan, unilateral transtibial amputasyonu olan, yürüyüşü etkileyecek başka bir kas-iskelet sistemi ya da nörolojik problemi olmayan ve Medicare Fonksiyonel Sınıflama Sistemi'ne göre K3 ve üzeri seviyedeki 10 birey ve bu bireylerle benzer demografik ve antropometrik özelliklere sahip 10 sağlıklı birey dahil edildi.

Çalışma öncesinde Hacettepe Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan onay alındı (GO 18/1019, 06.11.2018) ve bireyler çalışma ile ilgili bilgilendirildikten sonra yazılı onam formu imzalandı.

Değerlendirmeler

Çalışmaya dahil edilen bireylerin yaş, cinsiyet, boy, vücut ağırlığı, protez kullanan bireyler için protez komponentlerinin özellikleri kaydedildi. Tüm değerlendirmeler aynı fizyoterapist tarafından yapıldı.

Yürüyüş Analizi

Çalışma kapsamında yapılan tüm yürüyüş değerlendirmeleri Biodex Gait Trainer 2 (Biodex Inc., Shirley, New York, USA) marka yürüyüş bandı üzerinde yapıldı. Bireylerin rahat hissettikleri yürüyüş hızları belirlendikten sonra bu hızda 1 dakikalık ısınma yürüyüşü yapıldı. Isınma yürüyüşlerinin ardından 1'er dakikalık yürüyüşler esnasında değerlendirmeler yapıldı. Farklı hızlarda değerlendirme yapabilmek amacıyla bireylerin kendi seçtikleri hızların %80'inde ve %120'sinde ölçümler tekrarlandı.^{12,13}

Kinematik ölçümlerde MVN BIOMECH Awinda (Xsens Technologies B. V., Enschede, Netherlands) sistemi kullanılarak veriler toplandı.¹⁴ Öncelikle sistemin yönergeleri doğrultusunda mezura yardımıyla bireylerin boy, kulaç ve segment uzunlukları, her iki akromion arası mesafeleri ve spina ilaca anterior superiorlar arası mesafeler ölçülerek sisteme kaydedildi. Daha sonra sistem içerisinde yer alan bireyler üzerine her birinin içerisinde 3 boyutlu birer akselerometre, jiroskop ve magnetometre bulunan 17 atalet ölçü birimi (*Inertial measurment unit*-IMU) sensörü, üzerinde sensör yerleştirmek için özel

bölmeleri bulunan esnek bir yelek, bir kafa bandı, bir çift eldiven ve bantlar yardımıyla yerleştirildi. Nötral pozisyonda belirli bir süre hareketsiz bekleme ve yürüme işlemlerinden oluşan kalibrasyon sürecini takiben 60 Hertz veri toplama hızında yürüyüş verileri toplandı. Yürüyüşler esnasında bilgisayar monitöründen sistem içerisine girilen antropometrik özelliklere (segment uzunlukları, boy vb.) göre oluşturulmuş olan avatar üzerinden yürüyüşler eş zamanlı olarak kontrol edildi.

Elde edilen veriler Visual3D (C-Motion, Inc, Germantown,MD) yazılımı kullanılarak analiz edildi ve raporlandı.¹⁵ Bu yazılımda eklemelerden elde edilen 3 boyutlu kinematik veriler her bir hareket için ayaklara yerleştirilen sensörlerden elde edilen topuk teması verilerine göre yürüyüş döngüsünde %0-%100 olacak şekilde hesaplanarak grafik üzerinde ortalamaları alınarak rapor haline getirildi. Her bir grafiğin en yüksek, en düşük değerleri maksimum değerler olarak ve iki değer arasındaki fark da hareket açıklığı olarak kaydedildi.

İstatistiksel analiz

Verilerin analizinde “*Statistical Package for Social Sciences*” (SPSS) Versiyon 21 istatistik programı kullanıldı. Verilerin normal dağılıma uyup uymadığına Shapiro Wilk testi ile bakıldı. Tüm sayısal değişkenler için ortalama ve standart sapma değerleri hesaplandı. Nominal değişkenler yüzde (%) ile ifade edildi. Gruplar arası farklılıklar Mann Whitney U Testi ile, grup içi farklılıklar Wilcoxon Eşleştirilmiş İki Örnek Testi ile analiz edildi. İstatistiksel hata düzeyi $p < 0,05$ olarak belirlendi. 5 sağlıklı, 5 ampute bireyin dahil edildiği pilot çalışma sonrasında protezli ekstremiten ve sağlıklı bireylerin nondominant ekstremitesinden bireylerin kendi seçtikleri hızlardaki kalça fleksiyon verileri ile G-Power 3.1 programı kullanılarak yapılan güç analizinde etki büyüklüğünün 1,7 olduğu, 14 katılımcı ile çalışmanın %80 güce ulaşacağı hesaplanmıştır. Veri kaybı olabileceği düşünülerek 20 birey ile çalışma tamamlanmıştır.

BULGULAR

Çalışmaya 20 adet erkek birey dahil edildi. Unilateral transtibial amputasyonu olan (n=10)

ve sağlık bireylere (n=10) ait demografik ve antropometrik özellikler bakımından gruplar arasında fark bulunmadığı görüldü ($p > 0,05$). Çalışmaya dahil edilen ampute bireylerin amputasyon nedenleri ve protez özellikleri Tablo 1’de verildi. Çalışmaya dahil edilen tüm bireyler K3-K4 karbon ayak kullanmaktaydı (Tablo 1).

Tablo 1. Çalışmaya dahil edilen bireylerin demografik ve antropometrik özellikleri, amputasyon ve protezlerine ait bilgiler.

	Ampute X±SD	Sağlıklı X±SD	p
Yaş (yıl)	36,5±10,3	33,7±6,3	0,761
Boy (cm)	173,7±9,7	177,5±5,8	0,209
Vücut ağırlığı (kg)	77,9±11,4	76,8±11,9	0,545
	n (%)		
Amputasyon nedeni			
Travma	6 (60)		
Vasküler nedenler	3 (30)		
Konjenital	1 (10)		
Protez tipi			
Modüler	10 (100)		
Süspansiyon sistemi			
Aktif vakum	7 (70)		
Pasif Vakum	2 (20)		
Klasik	1 (10)		
Protez ayak			
K3-K4 karbon ayak	10 (100)		

Amputasyonu olan bireylerin sağlıklı bireylerden daha düşük hızlarda yürüdükleri görüldü ($p < 0,05$, Tablo 3). Bireylerin farklı yürüyüş hızlarında kalça eklem kinematikleri incelendiğinde ampute bireylerde yürüyüş hızı azaldığında ampute her iki ekstremitede de kalça fleksiyon değerinin azaldığı ve etkilenmemiş ekstremitede maksimum fleksiyon değerinin azaldığı görüldü ($p < 0,05$, Tablo 2). Yürüyüş hızı arttığında etkilenmemiş ekstremitede kalça ekstansiyonunda anlamlı artış görülürken protezli ekstremitede fleksiyon-ekstansiyon yönündeki hareket açıklığının arttığı görüldü ($p < 0,05$, Tablo 2).

Sağlıklı bireylerde yürüyüş hızı ile abduksiyon adduksiyon yönündeki hareket açıklığı artarken, nondominant ekstremitede maksimum fleksiyon ve ekstansiyon değerleri ile internal rotasyon değerlerinin yürüyüş hızı

ile doğru orantılı olarak anlamlı bir şekilde değiştiği ve yürüyüş hızı azaldığında kalça rotasyonu hareket açıklığının azaldığı görüldü ($p<0,05$, Tablo 2).

Çalışmaya dahil edilen bireylerin kalça eklem kinematiklerinin ekstremiteler arası karşılaştırmaları incelendiğinde ampute bireylerde protezli ve protezli taraf arasında tüm yürüyüş hızlarında sagittal düzlemde istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu görüldü ($p<0,05$, Tablo 3). Ampute bireylerin ekstremiteleri sağlıklı bireylerle karşılaştırıldığında, bireylerin kendi seçtikleri hızda ekstansiyon hareket açıklığında fark bulunurken, seçilen yürüyüş hızı arttığında sagittal düzlemdeki diğer hareketlerde de istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu görüldü ($p<0,05$, Tablo 3).

TARTIŞMA

Unilateral transtibial amputasyonu olan bireylerde farklı yürüyüş hızlarında kalça eklem kinematiklerinin incelendiği çalışmamızda unilateral alt ekstremitte amputasyonu olan bireylerin sağlıklı bireylerden daha düşük hızlarda yürüdükleri görüldü. Bu bulgu literatürdeki daha önce yapılan çalışmalarla paralellik göstermektedir. Azalmış duyuşal girdi, yapay uzvun kontrolünün anatomik ekstremiteye oranla daha güç kontrol ediliyor olması ve güvensizlik hissinin bu duruma neden olduğu düşünülmektedir.⁷

Çalışmamızda yürüyüş hızının daha çok fleksiyon-ekstansiyon yönündeki hareketleri etkilediği görüldü. Yürüyüş hızı ile belirli bir süre içerisinde kat edilen mesafenin de artacağı düşünüldüğünde kalça eklemine yürüyüş hattı doğrultusundaki hareketlerindeki artışın beklenen bir sonuç olduğu düşünülmektedir. Yapılan çalışmalar yürüyüş hızı ile yürüyüşün zaman-mesafe parametrelerinde de artış olduğunu göstermektedir.^{11,16} Artmış adım uzunluğunun sağlanabilmesi açısından artmış kalça fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerinin görülmesi çalışmamızda elde ettiğimiz verileri desteklemektedir. Çalışmamızda ampute grupta elde ettiğimiz kalça hareket açıklığı değerleri Venicek vd. yaptığı çalışmadaki verilerle frontal düzlemde benzerlik gösterirken, sagittal düzlemde elde ettiğimiz verilerin daha düşük olduğu görülmektedir.¹⁷

Bunun sebebinin Venicek vd. çalışmasında bireylerin daha yüksek hızlarda yürümelerinden kaynaklandığını düşünmekteyiz. Fukuchi vd. yaptığı sistematik derleme ve meta-analiz çalışmasında da yürüyüş hızındaki değişikliklerle kalça eklemine sagittal düzlemdeki hareketlerinin doğru orantılı olarak artıp azaldığı belirtilmiştir.¹⁸

Ekstremiteler arası karşılaştırmalar incelendiğinde amputasyonu olan bireylerde protezli ve protezsiz taraf karşılaştırmalarında en fazla farkın yine sagittal düzlemdeki verilerde olduğu ve özellikle yürüyüş hızı değişikliklerinde bu farkın arttığı görülmüştür. Isakov vd. yaptıkları çalışmada transtibial amputasyonu olan bireylerde hız değişikliği ile birlikte kalça eklemi sagittal düzlemdeki hareketlerinde hızlı ve normal yürüyüşte kalça eklemine protezli taraf lehine anlamlı fark olduğunu belirtmiştir.¹⁹ Bu sonuç çalışmamızda elde ettiğimiz verilerle paralellik göstermektedir.

Sağlıklı bireylerde abduksiyon-adduksiyon hareketleri dışındaki tüm parametreler tüm yürüyüş hızlarında simetrik bir yürüyüş sergilendiğini göstermektedir. Farklılık gösteren verilerin yalnızca normal hızdaki abduksiyon ve hızlı yürüyüşteki adduksiyon verisinde olması toplam hareket açıklığında farklılık olmaması farkın kalibrasyon kaynaklı olabileceğini düşündürmektedir.

Sağlıklı bireylerden ve transtibial amputasyonu olan bireylerden normal yürüyüş esnasında toplanan veriler literatürdeki düz zeminde yapılan çalışmalara oranla değişiklik göstermektedir.^{15,20-22} Gates vd. yaptıkları çalışmada düz zemindeki yürüyüşle hareketli zemindeki yürüyüş arasında sağlıklı bireylerde adım uzunluğunun ve adım süresinin azaldığını belirtmişlerdir.²³ Aradaki farkın çalışmamızın hareketli zemin üzerinde yapılmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Amputasyonu olan bireyler ve sağlıklı bireylerin ekstremitelerinin karşılaştırılmasında özellikle artan hızlarda sagittal düzlemde sağlıklı bireyler lehine anlamlı fark bulunduğu görülmektedir. Bunun nedeninin de sağlıklı bireylerin amputasyonu olan bireylerden daha hızlı yürümelerinden kaynaklandığını düşünmekteyiz. Amputasyonu olan bireyler ile sağlıklı bireyler arasındaki frontal düzlemdeki veri farklılıklarının da yine

Tablo 2. Kalça eklem kinematiklerinin farklı hızlarda karşılaştırılması.

	Seçilen Hız X±SD	%120 X±SD	%80 X±SD	Seçilen Hız- %120 p	Seçilen Hız- %80 p
Ampute					
Hız (m/sn)	0,75±0,23	0,91±0,27	0,59±0,19	0,005*	0,005*
Ampute protezli taraf (°)					
Fleksiyon	26,18±5,21	26,17±4,35	24,37±4,86	0,888	0,050
Ekstansiyon	9,77±6,34	10,92±6,40	9,44±6,11	0,590	0,574
FE-EHA	34,79±4,74	37,09±6,18	33,81±6,14	0,012*	0,153
Abduksiyon	6,75±3,49	4,71±3,21	5,23±3,20	0,168	0,722
Adduksiyon	3,00±2,28	4,26±2,65	3,06±2,48	0,235	0,508
AA-EHA	9,75±2,61	9,07±2,62	8,29±2,81	0,235	0,280
İnt. Rotasyon	5,85±2,60	6,50±3,22	6,62±2,15	0,202	0,066
Ekst. Rotasyon	5,28±4,26	4,38±4,66	5,00±4,35	0,068	0,609
Rot-EHA	11,13±4,51	10,90±5,45	11,62±4,81	0,444	0,202
Ampute etkilenmemiş taraf (°)					
Fleksiyon	24,82±5,21	23,62±4,90	21,35±5,54	0,168	0,013*
Ekstansiyon	7,99±5,31	9,17±5,68	7,07±6,54	0,024*	0,183
FE-EHA	32,81±7,38	33,73±7,25	28,39±7,84	0,213	0,007*
Abduksiyon	3,82±1,97	3,68±1,84	3,42±1,55	0,476	0,202
Adduksiyon	4,13±1,55	4,47±2,41	4,04±2,08	0,575	0,284
AA-EHA	8,05±2,60	8,18±2,61	7,66±2,64	0,515	0,333
İnt. Rotasyon	3,99±3,57	4,82±3,34	3,96±4,42	0,201	0,859
Ekst. Rotasyon	5,97±2,53	5,24±1,48	5,48±1,27	0,646	0,720
Rot-EHA	9,96±4,67	10,16±4,14	10,44±7,08	0,721	0,721
Sağlıklı					
Hız (cm/sn)	0,96±0,12	1,17±0,14	0,74±0,11	0,005*	0,005*
Sağlıklı Dominant (°)					
Fleksiyon	25,63±3,44	26,62±6,66	22,11±4,14	0,240	0,093
Ekstansiyon	12,30±3,19	13,78±4,36	10,05±5,26	0,470	0,139
FE-EHA	37,93±3,57	40,50±9,70	31,96±4,51	0,386	0,007*
Abduksiyon	5,13±2,14	7,61±7,77	4,46±1,79	0,262	0,386
Adduksiyon	5,49±2,78	7,05±2,86	6,15±3,26	0,906	0,036*
AA-EHA	10,52±2,59	14,66±9,13	10,61±3,28	0,017*	0,953
İnt. Rotasyon	7,80±3,43	7,24±3,77	6,74±3,78	0,575	0,139
Ekst. Rotasyon	3,98±4,58	5,01±5,27	4,07±5,12	0,168	0,721
Rot-EHA	11,78±2,48	12,25±3,44	10,81±2,82	0,221	0,126
Sağlıklı Nondominat (°)					
Fleksiyon	26,48±4,15	27,23±4,37	23,93±3,74	0,016*	0,005*
Ekstansiyon	12,15±2,88	14,17±3,06	9,35±5,09	0,005*	0,021*
FE-EHA	38,63±4,03	41,40±5,64	33,28±4,96	0,055	0,059
Abduksiyon	6,81±1,61	7,69±2,31	6,61±3,01	0,052	0,475
Adduksiyon	4,78±2,08	4,77±1,76	4,58±1,82	0,812	1,000
AA-EHA	11,59±2,27	12,42±2,64	11,19±3,32	0,185	0,374
İnt. Rotasyon	6,63±3,18	7,47±2,85	4,81±2,77	0,027*	0,047
Ekst. Rotasyon	4,46±3,35	3,69±3,34	4,84±3,47	0,138	0,608
Rot-EHA	11,09±2,74	11,16±2,94	9,63±2,02	0,959	0,041*

*p<0,05. FE-EHA: Fleksiyon-ekstansiyon hareket açıklığı. AA-EHA: Abduksiyon-adduksiyon hareket açıklığı. İnt: İnternal. Ekst: Eksternal. Rot-EHA: Rotasyon hareket açıklığı.

Tablo 3. Kalça eklem kinematiklerinin ekstremiteler arası karşılaştırması.

	Protezli- Etkilenmemiş p	Protezli- Nondominant p	Etkilenmemiş- Dominant p	Dominant- Nondominant p
Seçilen Hız				
Fleksiyon	0,221	0,910	0,384	0,110
Ekstansiyon	0,025*	0,012*	0,015*	0,838
FE-EHA	0,168	0,173	0,112	0,218
Abduksiyon	0,047*	0,597	0,174	0,017*
Adduksiyon	0,284	0,088	0,173	0,307
AA-EHA	0,041*	0,104	0,045	0,074
İnt. Rotasyon	0,169	0,762	0,045	0,168
Ekst. Rotasyon	0,721	0,650	0,096	0,445
Rot-EHA	0,308	0,570	0,059	0,878
%120				
Fleksiyon	0,017*	0,940	0,011*	0,132
Ekstansiyon	0,015*	0,033*	0,007*	0,070
FE-EHA	0,022*	0,025*	0,017*	0,470
Abduksiyon	0,721	0,069	0,082	0,074
Adduksiyon	0,959	0,364	0,054	0,047*
AA-EHA	0,241	0,008*	0,014*	0,799
İnt. Rotasyon	0,241	0,364	0,112	0,799
Ekst. Rotasyon	0,508	0,677	0,495	0,241
Rot-EHA	0,646	0,256	0,174	0,332
%80				
Fleksiyon	0,033*	0,571	0,762	0,059
Ekstansiyon	0,022*	0,649	0,186	0,445
FE-EHA	0,005*	0,940	0,112	0,113
Abduksiyon	0,241	0,257	0,325	0,066
Adduksiyon	0,541	0,307	0,069	0,241
AA-EHA	0,507	0,031*	0,041*	0,646
İnt. Rotasyon	0,092	0,427	0,151	0,074
Ekst. Rotasyon	0,646	0,970	0,104	0,333
Rot-EHA	0,203	0,199	0,212	0,203

FE-EHA: Fleksiyon-ekstansiyon hareket açıklığı. AA-EHA: Abduksiyon-adduksiyon hareket açıklığı. İnt: İnternal. Ekst: Eksternal. Rot-EHA: Rotasyon hareket açıklığı.

hız farkından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Limitasyonlar

Çalışmaya dahil edilen bireylerin K3-K4 fonksiyonel seviyelerinde olmaları nedeniyle ampute bireylerden elde edilen verilerin genel ampute popülasyonu tam olarak yansıtmaması limitasyonlarımızdan bir tanesidir. Yürüyüş analizinde kinematik verilerin 3 boyutlu olarak incelenmesinde IMU sensörler yerine yansıtıcı işaretleyicilerin kullanıldığı optik sistemler biplanar radyografiden sonraki hata payı en düşük olan yöntemlerdir. IMU sensörler

literatürde yürüyüş analizi için tüm düzlemlerde geçerli ve güvenilir olarak belirtilse de sagittal düzlemdeki verileri optik sistemlere oranla en az hata payına sahip olan verileridir. Manyetik alan etkilenimleri olması ve kalibrasyonun çok dikkatli yapılmadığı takdirde verilerde hatalar olabilmesi ihtimali çalışmanın en büyük limitasyonlarından biridir. Elde edilen kinematik verilerin yürüyüşün zaman-mesafe parametreleri ile incelenerek yorumlanmamış olması bir diğer limitasyondur. Daha sonraki çalışmalarda yansıtıcı işaretleyicilerin

kullanıldığı kameralı sistemlerle ve katılımcı sayısının farklı cinsiyetlerde bireyler dahil edilerek artırılması ile daha geniş örneklem büyüklüğünde ve daha farklı hızlarda, yürüyüşün kinematik analizi ile zaman mesafenin birlikte değerlendirildiği ya da kalça ile gövde kinematiklerinin birlikte değerlendirildiği çalışmaların gerektiğini düşünmekteyiz.

Sonuç

Unilateral transtibial amputasyonu olan bireylerde hareket hızı ile doğru orantılı olarak kalça eklemine sagittal düzlemde gerçekleşen hareketlerin miktarı artmaktadır. Protezli taraf ve etkilenmemiş ekstremiteler arasındaki asimetri farklı hızlarda da devam etmekte ve artmaktadır. Amputasyonu takiben ilerleyen dönemlerde gelişebilecek komplikasyonların önlenmesi amacıyla ampute rehabilitasyonuna farklı hızlarda da simetrik yürüyüş çalışmalarının eklenmesi gerektiği düşünülmektedir.

Teşekkür: Yok

Yazarların Katkı Beyanı: **AİY:** Çalışma tasarımı, literatür tarama, verilerin toplanması, analiz, yazma; **FGY:** Çalışma tasarımı, kritik gözden geçirme, proje yönetimi.

Finansal Destek: Yok

Çıkar Çatışması: Yok

Etik Onay: Bu araştırma protokolü Hacettepe Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu (sayı: GO 18/1019, tarih: 06.11.2018) tarafından onaylandı.

KAYNAKLAR

- Eshraghi A, Abu Osman NA, Karimi M, et al. Gait biomechanics of individuals with transtibial amputation: effect of suspension system. *PloS One*. 2014;9:e96988.
- Staats T. The rehabilitation of the amputee in the developing world: a review of the literature. *Prosthet Orthot Int*. 1996;20:45-50.
- Soares AS, Yamaguti EY, Mochizuki L, et al. Biomechanical parameters of gait among transtibial amputees: a review. *Sao Paulo Med J*. 2009;127:302-309.
- Kovač I, Medved V, Ostojić L. Spatial, temporal and kinematic characteristics of traumatic transtibial amputees' gait. *Coll Antropol*. 2010;34:205-213.
- Grumillier C, Martinet N, Paysant J, et al. Compensatory mechanism involving the hip joint of the intact limb during gait in unilateral trans-tibial amputees. *J Biomech*. 2008;41:2926-2931.
- Yoo S. Complications following an amputation. *Phys Med Rehabil Clin*. 2014;25:169-178.
- Rueda FM, Diego IMA, Sánchez AM, et al. Knee and hip internal moments and upper-body kinematics in the frontal plane in unilateral transtibial amputees. *Gait Posture*. 2013;37:436-439.
- Ajibade A, Akinniyi O, Okoye C. Indications and complications of major limb amputations in Kano, Nigeria. *Ghana Med J*. 2013;47:185-188.
- Lloyd CH, Stanhope SJ, Davis IS, et al. Strength asymmetry and osteoarthritis risk factors in unilateral trans-tibial, amputee gait. *Gait Posture*. 2010;32:296-300.
- Struyf PA, van Heugten CM, Hitters MW, et al. The prevalence of osteoarthritis of the intact hip and knee among traumatic leg amputees. *Arch Phys Med Rehabil*. 2009;90:440-446.
- Tesio L, Lanzi D, Detrembleur C. The 3-D motion of the centre of gravity of the human body during level walking. II. Lower limb amputees. *Clin Biomech*. 1998;13:83-90.
- Kim B, Youm C, Park H, et al. Characteristics of Gait Variability in the Elderly While Walking on a Treadmill with Gait Speed Variation. *Int J Environ Res Public Health*. 2021;18:4704.
- Krasovsky T, Lamontagne A, Feldman AG, et al. Effects of walking speed on gait stability and interlimb coordination in younger and older adults. *Gait Posture*. 2014;39:378-385.
- Zhang J-T, Novak AC, Brouwer B, et al. Concurrent validation of Xsens MVN measurement of lower limb joint angular kinematics. *Physiol Meas*. 2013;34:63-69.
- Robertson DGE, Caldwell GE, Hamill J, et al. Research methods in biomechanics. *Human kinetics*; 2013.
- Bruening DA, Frimenko RE, Goodyear CD, et al. Sex differences in whole body gait kinematics at preferred speeds. *Gait Posture*. 2015;41:540-545.
- Vanicek N, Strike S, McNaughton L, et al. Gait patterns in transtibial amputee fallers vs. non-fallers: Biomechanical differences during level walking. *Gait Posture*. 2009;29:415-420.
- Fukuchi CA, Fukuchi RK, Duarte M. Effects of walking speed on gait biomechanics in healthy participants: a systematic review and meta-analysis. *Syst Rev*. 2019;8:153.

19. Isakov E, Burger H, Krajnik J, et al. Influence of speed on gait parameters and on symmetry in transtibial amputees. *Prosthet Orthot Int.* 1996;20:153-158.
20. Liu Y, Lu K, Yan S, et al. Gait phase varies over velocities. *Gait Posture.* 2014;39:756-760.
21. Wilken JM, Rodriguez KM, Brawner M, et al. Reliability and minimal detectable change values for gait kinematics and kinetics in healthy adults. *Gait Posture.* 2012;35:301-307.
22. Hanlon M, Anderson R. Prediction methods to account for the effect of gait speed on lower limb angular kinematics. *Gait Posture.* 2006;24:280-287.
23. Gates DH, Darter BJ, Dingwell JB, et al. Comparison of walking overground and in a Computer Assisted Rehabilitation Environment (CAREN) in individuals with and without transtibial amputation. *J Neuroeng Rehabil.* 2012;9:1-10.