TÜBİTAK

Üst Ekstremite Amputasyonu ve Protez Kullanımının Denge ve Yürüyüş Üzerine Etkilerinin İncelenmesi

Program Kodu: 1001

Proje No: 115S514

Proje Yürütücüsü:

Doç. Dr. Semra Topuz

Araştırmacı(lar):

Doç. Dr. Özlem Ülger

Dr. Fzt. Hilal Keklicek

Prof. Dr. Gül Şener

Bursiyer(ler):

Uzm. Fzt. Ali İmran Yalçın

Uzm. Fzt. Elif Karagül

EKİM 2017

ANKARA

Önsöz

Projenin amacı üst ekstremite amputasyonu, protez kullanımı ve kol salınımının yürüyüşün zaman mesafe karakteristikleri, yürüyüş kinematikleri ve denge üzerine etkilerinin belirlenmesidir.

Yürüyüş, alt ve üst ekstremitelerin ritmik alternatif hareketleri ile gravite merkezinin sagital düzlemde öne doğru yer değiştirmesi ve üst ekstremiteler, alt ekstremiteler, gövde ve pelvisin koordineli hareketlerinden oluşan otonomik bir süreçtir. Alt ekstremite, gövde ve pelvisin yürüyüşe etkisinin incelendiği pek çok araştırma bulunmasına rağmen, üst ekstremitelerin yürüyüşe etkisi konusunda çalışmalar yetersizdir ve ilgili çalışmalarda da tam bir fikir birliği sağlanamamıştır.

Araştırmalarda yürüyüş üzerine üst ekstremitelerin etkisini göstermek amacıyla sağlıklı bireylerde var olan ekstremite hareketlerinin uyarılarla artırılması veya kısıtlandırılması şeklinde simülasyon yöntemleri kullanılmıştır. Bu şekilde yapılan çalışmalarda farklı sonuçlar bildirilmiştir ancak anatomik olarak gerçek bir kaybın sonucunda, kol salınımının olmadığı veya yetersiz olduğu durumun yürüyüş üzerine etkisi konusunda yapılan bir çalışma yoktur. Üst ekstremitenin yürüyüş üzerine etkisinin net olarak yansıtılması için, üst ekstremite kaybı olan amputelerde yapılan bu çalışmanın sonuçları önem taşımaktadır. Bu çalışma ile elde edilen sonuçlar, bir üst ekstremitenin kısmi kaybı ile oluşan vücut kompozisyonu değişimi ile, etkisi tam olarak anlaşılmamış olan kol salınımlarının ve protez kullanımının denge ve yürüyüş parametrelerine etkisinin belirlenmesine katkı sağlamıştır. Böylece hastalık durumlarında oluşan yürüyüş bozukluklarının iyileştirilmesinde göz ardı edilebilen üst ekstremitelerin, rehabilitasyon programına dahil edilmesinin önemi vurgulanmıştır.

Çalışmamızdan elde edilen sonuçlar neticesinde, yürüyüş ve denge değerlendirmeleri ile olası problemlerin belirlenmesi ve koruyucu yaklaşımların uygulanması ile gelecekte oluşabilecek problemlerin erken dönemde önüne geçilmesinin mümkün olabileceği ve sonuç olarak da sağlık harcamalarına katkı sağlayabileceği açıktır.

Üst ekstremite amputasyonu ve kol salınımının yürüyüş ve denge üzerine etkilerinin araştırılması amacıyla planlanan bu proje TÜBİTAK tarafından 1001 Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Projelerini Destekleme Programı çerçevesinde desteklenmiştir. Bu projenin kabulü ile alınan yürüyüş değerlendirme yöntemi ülkemizde ilk kez kullanılmış ve proje önerisinde bahsedilen ortopedik, nörolojik veya diğer hastalık gruplarında da kullanılarak farklı hasta ve yaş gruplarında yürüyüşün objektif değerlendirilmesine olanak sağlamıştır. Proje ile elde edilen kinematik analiz yöntemi özellikle kol salınımının değerlendirilmesi ve yürüyüşte alt ekstremite ile üst ekstremitenin ritmik hareketlerinin incelenmesi açısından katkı sağlamıştır. Vücut kompozisyonu ölçümleri ile sağlıklı bireylerde üst ekstremite ağırlığının yürüyüş ve denge üzerine etkilerinin gösterilmesi ve buradan yola çıkarak üst ekstremite amputasyonu

ile oluşan ağırlık azalmasının yürüyüş ve denge sırasında yaratacağı etkiler konusunda fikir yürütülmüştür.

Yürüyüş analizinin daha çok sayıda üst ekstremite amputasyonlu bireyde kullanılması ile yürüyüşün zaman-mesafe karakteristiklerine ait norm değerler oluşturularak üst ekstremite kaybının yürüyüş üzerindeki etkisi net olarak ortaya konabilecektir. Proje kapsamında elde edilen değerlendirme yöntemleri farklı hastalık grupları ve sağlıklılara yönelik yapılan çalışmalarda proje ekibi ve diğer bilim insanlarının kullanımına sunulmuş ve bu şekilde ulusal ve uluslararası çalışmalara ve tezlere katkı sağlanmıştır.

Üst ekstremitenin ve kol salınımının yürüyüşe olan etkisini inceleyen çalışmalar olmakla birlikte, üst ekstremitenin kısmen veya tamamen olmadığı durumlarda yürüyüşün kinematik ve zaman-mesafe özellikleri ve denge etkilenimi konusunda yapılmış bir çalışma yoktur. Kanıta dayalı bilimsel çalışmalarda üst ekstremite amputasyonu varlığında objektif yürüyüş verilerinin olması dünya literatürüne yenilik katacaktır. Özellikle üst ekstremiteyi içine alan patolojilerde hastanın değerlendirilmesinde çok önemli ipuçları taşıyan, değerlendirme sonucunda normalden olan sapmaların iyileştirilmesi için fizyoterapi rehabilitasyon yaklaşımları arasında yer alması gereken yürüyüşe ait objektif verilerin elde edilmiş olması önem taşımaktadır. Üst ekstremite fonksiyonlarının yürüyüşe etkilerinin belirlenmesi, amputelerde ve kol salınımının etkilendiği pek çok hastalık grubunda rehabilitasyon sürecini ve başarısını etkileyeceği açıktır. Bu nedenle yürüyüş normlarının ve kinematiklerinin belirlenmesi, alanda çalışan tüm sağlık profesyonellerine klinik uygulamalarda ve araştırma ve geliştirme çalışmalarında kolaylık sağlayacaktır.

Proje, yürüyüş değerlendirmeleri açısından yenilikçi bir anlayış ile objektif, ulaşılabilirliği ve uygulaması kolay olan yürüyüş değerlendirme sistemlerinin kullanılması ile elde edilen bilgilerin bilimsel açıdan ortak dil oluşturulmasında ve referans olma yolunda katkı sağlamıştır.

İçindekiler

Önsöz i
İçindekiler iii
Tablo Listesi iv
Şekil Listesi v
Özet vi
Abstract vii
1.Giriş 1
2.Literatür Özeti 2
3.Gereç ve Yöntem 6
3.1 Dahil Edilme Kriterleri 6
3.1.1 Amputeler İçin Dahil Edilme Kriterleri 6
3.1.2. Sağlıklılar İçin Dahil Edilme Kriterleri 6
3.1.3. Dahil Edilmeme Kriterleri 7
3.2. Değerlendirme Parametreleri 7
3.2.1. Demografik Özellikler ve Amputasyona Ait Bilgiler 7
3.2.2. Fizyoterapi Değerlendirmeleri 7
3.2.3. Yürüyüşün Kinematik Analizi 7
3.2.4. Yürüyüşün Zaman- Mesafe Karakteristiklerinin Değerlendirilmesi 9
3.2.5. Dinamik Denge Değerlendirmesi 10
3.2.6. Vücut Kompozisyonu 11
3.3. Verilerin Elde Edilmesi ve Analize Uygun Hale Getirilmesi 12
3.4. İstatistiksel Analiz 13
4.Bulgular 14
5. Tartışma/Sonuç 28
5.1 Yürüyüşte Üst ve Alt Ekstremite Kinematikleri 28
5.2 Yürüyüşün Zaman Mesafe Karakteristikleri 29
5.3. Denge Değişkenleri 31
5.4 Vücut Kompozisyonu 33
5.5 Limitasyonlar 33
5.6 Sonuçlar 34
5.7 Öneriler 34
6. Kaynaklar 35

Tablo Listesi

Tablo	Sayfa
Tablo 1. Katılımcıların demografik özellikleri ve karşılaştırılması.	16
Tablo 2. Katılımcıların cinsiyet, eğitim düzeyi, meslek ve dominant taraf açısından dağılımı.	16
Tablo 3. Amputasyona ait bilgiler.	17
Tablo 4. Sağlıklılarda kol ağırlık yüzdelerinin incelenmesi.	17
Tablo 5. Yürüyüş sırasında omuz ve dirsek eklemlerinin kinematik analiz sonuçları	18
Tablo 6. Yürüyüş sırasında omuz ve dirsek eklemlerinin kinematik analiz sonuçlarının karşılaştırılması	18
Tablo 7. Yürüyüş sırasında kalça ve diz eklemlerinin kinematik analiz sonuçları	19
Tablo 8. Yürüyüş sırasında kalça ve diz eklemlerinin kinematik analiz sonuçlarının karşılaştırılması	20
Tablo 9. Yürüyüşün zaman- mesafe karakteristikleri.	21
Tablo 10. Yürüyüşün zaman- mesafe karakteristiklerinden bilateral parametrelerin karşılaştırılması.	21
Tablo 11. Yürüyüşün zaman- mesafe karakteristiklerinden yürüyüş hızı ve kadansın karşılaştırılması.	21
Tablo 12. Yıldız yer değiştirme denge testi sonuçları	22
Tablo 13. Yıldız yer değiştirme denge testi sonuçlarının karşılaştırılması	23
Tablo 14. Kol ağırlık yüzdesinin üst ekstremite kinematikleri ile ilişkisinin incelenmesi.	23
Tablo 15. Kol ağırlık yüzdesinin alt ekstremite kinematikleri ile ilişkisi	24
Tablo 16. Kol ağırlık yüzdesinin yürüyüşün zaman- mesafe karakteristikleri ile ilişkisi	24
Tablo 17. Kol ağırlık yüzdesinin yıldız yer değiştirme testi ile ilişkisi	24
Tablo 18. Sağlıklılarda kol salınımı ile alt ekstremite kinematikleri ilişkisi	25
Tablo 19. Amputelerde protezsiz kol salınımı ile alt ekstremite kinematikleri ilişkisi	25
Tablo 20. Amputelerde protezli kol salınımı ile alt ekstremite kinematikleri ilişkisi	25
Tablo 21. Amputeler protezli iken kol salınımı ile yürüyüşün zaman- mesafe karakteristikleri ilişkisi	26
Tablo 22. Amputeler protezsiz iken kol salınımı ile yürüyüşün zaman- mesafe karakteristikleri ilişkisi	26
Tablo 23. Sağlıklılarda kol salınımı ile yürüyüşün zaman- mesafe karakteristikleri ilişkisi	26
Tablo 24. Amputeler protezsiz iken kol salınımı ile yıldız yer değiştirme denge testi ilişkisi	27
Tablo 25. Amputeler protezli iken kol salınımı ile yıldız yer değiştirme denge testi ilişkisi	27
Tablo 26. Sağlıklılarda kol salınımı ile yıldız yer değiştirme denge testi ilişkisi	28

Şekil Listesi

Şekil	Sayfa
Şekil 1. Kameraların yürüyüş yoluna göre pozisyonlanması	8
Şekil 2. Yürüyüşün kinematik analizi	8
Şekil 3. Yürüyüşün Zaman- Mesafe Karakteristiklerinin Değerlendirilmesi	9
Şekil 4. GaitRite ile elde edilen veriler	10
Şekil 5. Yıldız yer değiştirme denge testi diyagramı	11
Şekil 6. Yıldız yer değiştirme denge testinin uygulanışı	11
Şekil 7. Vücut kompozisyonunun değerlendirilmesi	12
Şekil 8. Akış diyagramı	15

ÖZET

Amaç: Üst ekstremite amputelerinde kol salınımının yürüyüş ve denge üzerine etkilerini göstermekti.

Yöntem: 25 unilateral dirsek üstü ampute ile 25 sağlıklı bireyin bilgileri kaydedildi. Bireylerin demografik ve hastalığa ait değerlendirmeleri yapıldı. Ampute (protezli, protezsiz) ve sağlıklıların GAITRite ve Dartfish ile yürüyüş parametreleri, yıldız yer değiştirme denge testi ile dengeleri ve Medigate BoCA-X1 ile sağlıklıların vücut kompozisyonu değerlendirildi. Veriler uygun istatistiksel yöntemlerle analiz edildi.

Sonuçlar: Gruplar yaş, boy ve kilo açısından benzerdi. Amputelerde yürüyüş sırasında her iki taraf kol salınımlarının farklı olduğu ve ampute tarafta kol salınımının sağlıklılardan daha az olduğu bulundu. Amputeler sağlıklılarla karşılaştırıldığında kalça fleksiyonunun daha az, adım uzunlukları ve çift adım uzunluklarının daha kısa, ayak açılarının daha fazla, yürüyüş hızı ve kadansın daha düşük olduğu belirlendi. Protezli ve protezsiz yürüyüşün zaman mesafe karakteristikleri benzerdi. Denge açısından amputeler protezli ve protezsiz iken posterior ve posteromedial yönlerde; sağlıklılarla karşılaştırıldığında ise posterolateral ve anterior yönde fark olduğu görüldü. Sağlıklılarda her iki taraf arasında kol ağırlık yüzdesi açısından fark bulunmasına rağmen kol ağırlık yüzdesi ile kol salınımı arasında ilişki bulunmadı.

Unilateral dirsek üstü amputelerde kol salınımının azalmasının, diğer üst ekstremitenin fonksiyonel aktivitelerde kullanılması, soket sınırlarının omuz eklem hareketini kısıtlaması ve dirsek ekleminin yetersiz hareketinden kaynaklandığı düşünülmektedir. Yürüyüşte bire bir orandaki kol/bacak döngü frekansının amputelerde azalan kol salınım amplitüdü sonrası kompansasyonu adım uzunluğu, çift adım uzunluğu ve yürüyüş hızında azalma ile gerçekleşmiştir. Azalan kol salınımlarının stabilite üzerindeki olumsuz etkisinin ise amputelerde daha kısa adımlar ile yürüyerek kompanse edildiği görülmüştür. Amputelerin posterior, posteromedial ve posterolateral yönlerde sağlıklılardan daha az yer değiştirmelerinin görsel geribildirimin olmamasından kaynaklanabileceği tahmin edilmektedir. Amputelerin gövdenin çaprazlanmasını gerektiren lateral yönde daha az ilerlemelerinin de, yetersiz omuz ve kol salınımından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Sonuç olarak, dirsek üstü amputelerde kol salınımının yürüyüş ve denge üzerinde etkili olduğu gösterilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Dirsek üstü amputasyonu, protez, kol salınımı, yürüyüş, denge.

ABSTRACT

Investigation of the Effects of Upper Extremity Amputation and Prosthetic Use on Balance and Gait

Aim: To show the effects of arm swing in gait and balance on upper extremity amputees.

Methods: 25 unilateral above elbow amputees and 25 healthy individuals informations were saved. The demographic and disease based assessments were done. The gait parameters were assessed by GAITRite and Dartfish, the balance were assessed by star excursion balance test of both amputees and healthy individuals and the body composition were assessed by Medigate BoCA-X1 of healthy individuals. The data were analysed with proper statistical methods.

Results: The age, height and weight of both groups were similar. The both arm swing during walking were different in amputees and the arm swing in amputee side were less than healthy group. When compared with healthy group, amputees had less hip flexion, shorter step lenght and stride lenght, excessive foot angle, less velocity and cadence. The time distance characteristics of gait with and without prosthesis were similar. In terms of balance, there were differences in the direction posterior and posteromedial with and without prosthesis and when compared with healthy group there were differences in posterolateral and anterior directions. Although there was a difference between the two sides in health, there was no relationship between arm weight percentage and arm swing.

It was considered that decreased arm swing in unilateral upper elbow amputees might be based on using other extremity in functional activities, limiting shoulder movement by socket boundaries and inadequate movement of elbow joint. After the diminished arm swing amplitude, step lenght, stride lenght and velocity decreased in amputees. Decreased arm swing had negative effects on stability and this was compansated by shorter steps in amputees. It was predicted that the less displacement in the posterior, posteromedial and posterolateral directions of amputees might be because the lack of visual feedback. It was considered that less progression in lateral direction, which should be intercrossed trunk, might be arose with inadequate arm swing in amputees.

As a result, the arm swing of upper elbow amputees had effects on gait and balance were shown.

Keywords: Upper elbow amputation, prosthesis, arm swing, gait, balance

1. GİRİŞ

Yürüyüş, üst ekstremiteler, alt ekstremiteler, gövde ve pelvisin koordineli hareketlerinden oluşan otonomik bir süreçtir (Smidt, 1990). Ekstremiteler arası koordinasyonun herhangi bir nedenle kesintiye uğraması yürüyüş bozukluklarına yol açabilmektedir (Huang vd. , 2012; Roemmich vd. , 2013; Roggendorf vd. , 2012). Yürüyüşte üst ekstremitelerin etkisini göstermek amacıyla, var olan ekstremite hareketlerinin uyarılarla artırılması veya kısıtlandırılması yöntemleri kullanılmış ancak tam bir fikir birliği sağlanamamıştır. Bu çalışma üst ekstremitenin yürüyüş üzerine etkisinin net olarak belirlenmesi için, üst ekstremite kaybı olan amputelerde protezli ve protezsiz olarak yürüyüşün zaman mesafe karakteristikleri, alt ve üst ekstremite kinematikleri ve dengenin değerlendirilmesi amacıyla planlanmıştır.

Çalışma ile;

1. Üst ekstremite amputasyonunda yürüyüş sırasında üst ve alt ekstremite kinematiklerinin belirlenmesi
2. Üst ekstremite amputasyonunda yürüyüşün zaman-mesafe karakteristiklerini belirlenmesi
3. Üst ekstremite amputasyonunda protez kullanımının yürüyüş özelliklerine etkisinin incelenmesi
4. Üst ekstremite amputasyonunda yürüyüş normlarının belirlenmesi ve sağlıklı grupla karşılaştırılması
5. Elde edilen proje çıktılarını sağlık profesyonelleri ile paylaşılması hedeflerine ulaşılmıştır.

Çalışma ile başlangıçta belirtilen aşağıdaki hedefler sonuçlanan projenin yayınlanması ve yaygınlaştırılmasına yönelik hedefler olup en kısa sürede belirtilen hedeflere ulaşmak için gereken performans gösterilecektir.

6. Elde edilen çıktıları yayına dönüştürmek ve dünya literatürüne katkı sağlamak
7. Amputasyon varlığında elde edilen çıktılar üzerinden, yürüyüş değerlendirmesinde kullanılan ekipmanların nörolojik, ortopedik ve diğer hastalık gruplarında da kullanılmasını yaygınlaştırmak
8. Elde edilen proje çıktıları üzerinden yürüyüş patolojilerinin engellenmesi ve oluşmaması için koruyucu yaklaşımların önemini vurgulamak ve dünya literatüründe paylaşmak
9. Tüm çıktıları araştırma ve geliştirme çalışmalarında kullanmak

2. LİTERATÜR ÖZETİ

Normal yürüyüş üst ekstremiteler, alt ekstremiteler, gövde ve pelvisin koordineli hareketlerinden oluşmaktadır (Lamoth vd. , 2002; van EmmerikWagenaar, 1996). Nörofizyolojik açıdan bakıldığında, üst ve alt ekstremitelerin ritmik hareketlerinin santral patern jeneratörleri tarafından ayarlandığı gösterilmiştir. Duyusal geribildirimin santral patern jeneratörlerinin aktivitesini düzenlediği ve ekstremiteler arası koordinasyona yardımcı olduğu belirtilmiştir (ZehrDuysens, 2004). Ekstremite kaybıyla oluşan proprioseptif duyunun azalmasına bağlı olarak bu mekanizmanın etkilenimi söz konusu olabilir.

Normal yürüyüşte resiprokal kol salınımının rolü tanımlanmış ve kol salınımının rotasyonel vücut hareketlerini engelleyerek stabiliteyi artırmada, dengeyi geliştirmede ve enerji tüketimini azaltmada da önemli rolü olduğu gösterilmiştir (ArellanoKram, 2011; Ballesteros vd. , 1965; Bruijn vd. , 2010; Elftman, 1939; Kuhtz-BuschbeckJing, 2012; Meyns vd. , 2013; Ortega vd. , 2008; Yizhar vd. , 2009). Kol salınımı ile alt ekstremite hareketlerinin optimizasyonuna yol açan kemik yapı ve eklemler üzerine binen torkların minimale indirildiği gösterilmiştir (Mirek vd. , 2016). Konjenital deformiteler, gelişimsel anomaliler, dejeneratif değişiklikler, amputasyon, travma ve hastalıklar normal yürüyüşte problemlere neden olabilir (ChambersSutherland, 2002).

Nörolojik etkilenimi olan, hemiplejik ve diplejik serebral palsili olguların yürüyüşleri sırasındaki kol salınımları değerlendirilmiş ve anormal üst ekstremite hareketleri belirlenmiştir. Diplejik serebral palsili olgularda hemiplejik serebral palsili olgulara göre daha fazla omuz, dirsek, toraks ve kol hareketleri görülmüştür. Hemiplejik serebral palsili olgularda etkilenen ve etkilenmeyen üst ekstremite hareketleri farklı bulunmuştur. Hastaların yürüyüşlerini daha iyi hale getirmek amacıyla üst ekstremitelerini kullandıkları belirtilmiştir (Bonnefoy-Mazure vd. , 2014). Bu sonuçlar doğrultusunda serebral palsinin rehabilitasyonunda toraks ve üst ekstremitelerin de rehabilitasyon programına dahil edilmesinin stabilite ve ekstremiteler arası koordinasyonun gelişmesinde faydalı olacağı ifade edilmiştir (Bonnefoy-Mazure vd. , 2014). Koordinasyonun gelişmesi yürüyüş sırasında alt ekstremite hareketlerine yardımcı olarak enerji tüketimini azaltır (Collins vd. , 2009; Ortega vd. , 2008). Böylece yürüyüş hızı ve yürüyüş paternleri gelişir.

Normal yürüyüş boyunca kol ve bacak döngü frekansı 1:1 oranında bulunmuş (Wannier vd. , 2001) ve üst ekstremite hareketlerinin alt ekstremite hareketlerini fasilite ettiği belirtilmiştir (Meyns vd. , 2013). Kol salınımının zamanlaması ve büyüklüğünün kas aktivitesinin kontrolünde önemli olduğu belirlenmiştir (Hinrichs, 1990). Kol salınımının fasilite

edilmesinin lokomotor eğitimdeki yararlı etkileri ortaya konmuş ve yürüme eğitiminde kol salınımının rehabilitasyona eklenmesinin daha iyi sonuçlar vereceği bildirilmiştir (BehrmanHarkema, 2000).

Yürüyüş ile ilgili çalışmalarda temel olarak alt ekstremite üzerinde durulmaktadır. Ancak bazı aktivitelerde gövde ve üst ekstremite analiz modelleri geliştirilmektedir (Dorociak vd. , 2003). Normal ve patolojik yürüyüşte üst ekstremite hareketlerinin rolünün bilinmesi yürüyüş problemlerinin tam olarak anlaşılması açısından önem taşımaktadır (Bonnefoy-MazureSagawa vd. , 2013; Bonnefoy-MazureTurcot vd. , 2013; Eke-Okoro vd. , 1997; Ford vd. , 2007; Jaspers vd. , 2009; Kaminski, 2007; MeynsDesloovere vd. , 2012; Riad vd. , 2011; Romkes vd. , 2007).

Yürüyüşün üst ekstremite, gövde, pelvis ve alt ekstremitelerden oluşan sistemin koordineli hareketlerinden meydana geldiği düşünüldüğünde, bu sistemin bir kısmında oluşabilecek bir problem diğerlerini de etkileyecektir. Bu nedenle yürüyüşe etkisi tam olarak anlaşılmamış olan kol salınımlarının etkisinin belirlenebilmesi ile hastalık durumlarında tedavinin planlanmasında göz ardı edilebilecek üst ekstremite kaynaklı yürüyüş problemlerinin iyileştirilmesi için rehabilitasyon programına dahil edilmesi mümkün olacaktır.

Planlanan bu araştırma ile üst ekstremite amputasyonunda yürüyüşün analiz edilmesi yürüyüşe üst ekstremitenin etkisininin yaratacağı problemlerin belirlenmesi açısından önemlidir.

Yürüyüş sırasında kol hareketleri gövde hareketlerini, gövde hareketleri de kol hareketlerini etkilemekte(Ortega vd. , 2008), yeterli kol salınımı postüral kontrol ve yürüyüşe katkıda bulunmaktadır. Kol salınımı kısıtlanmış olarak yürüyen bireyler, normal yürüyen bireyler ile karşılaştırıldığında daha az transvers torakal rotasyon oluştuğu görülmüştür. Bu da yürüyüş sırasında gövde ve kol hareketleri arasında güçlü bir ilişki olduğunu göstermektedir (Jackson vd. , 1983). Kol salınımlarının kısıtlanması sonucu çift adım uzunluğu ve yürüyüş hızının azaldığı(Eke-Okoro vd. , 1997). kol salınımlarının artırılması yönünde sözlü uyarılar ile yürüyen parkinsonlu bireylerde ise yürüyüş hızı ve çift adım uzunluğunun arttığı gösterilmiştir (Behrman vd. , 1998). Yapılan çalışmalarda yürüyüş hızının stabilite ile ilişkisi gösterilmiştir (HoganSternad, 2009; Krasovsky vd. , 2014; Plotnik vd. , 2007). Yavaş yürüyüşün daha stabil olup olmadığı net olmamakla birlikte azalan yürüme hızı ile beklenmeyen engellerden kaçınmak için daha fazla zaman yaratılarak olası problemlerin engellenmiş olduğu belirtilmiştir (Mirelman vd. , 2015).

Kol salınımının uyarı ile artırıldığı yaşlı bireylerde gövde stabilitesinin mediolateral yönde arttığı düşünülmüş ve yürüyüşte stabilitenin sağlanması için kol salınımının geliştirilmesinin önemi ortaya konmuştur (Nakakubo vd. , 2014; Ortega vd. , 2008). Pek çok çalışmada kol salınımlarının artmasının vertikal eksen etrafındaki açısal momentleri azalttığı, stabiliteye ve

enerji tüketimine katkı sağladığı belirtilmiştir (Bruijn vd. , 2008; Collins vd. , 2009; Kuhtz-BuschbeckJing, 2012; Lewek vd. , 2010; Meyns vd. , 2014; Ortega vd. , 2008; Popovic vd. , 2004; Yizhar vd. , 2009). Buna karşın kol salınımının yürüyüş stabilitesinde negatif etkileri olduğunu gösteren çalışmalar ile (Bruijn vd. , 2010; Pijnappels vd. , 2010) salınım kısıtlamasının enerji tüketiminde artış ile sonuçlandığını gösteren çalışmalar da yer almaktadır (Nakakubo vd. , 2014; Zivotofsky vd. , 2012). Kol salınımı ve stabilite arasında tam bir fikir birliği sağlanamadığı görülmektedir.

Yapılan son çalışmalar ile kol salınımının yürüyüşteki rolü konusunda fikir birliğine varılan noktalar belirtilmiştir. Yürüyüşte kol salınımının;

a- Enerji tüketiminin %8'e kadar azaltılmasında
b- Dengenin devam ettirilmesinde (düşme ve postural problemlerden kaçınmak için)
c- Dokulara binen mekanik yüklerin azaltılmasında(ağrıyı azaltmak için)
d- Enduransı geliştirmek için etkili enerji kullanımının sağlanmasında önemli olduğu belirtilmiştir (Bruijn vd. , 2010; Collins vd. , 2009; Galli vd. , 2014; Iosa vd. , 2010; Meyns vd. , 2014; Pijnappels vd. , 2010; Umberger, 2008; Yizhar vd. , 2009).

Patolojik durumlarda yürüyüşte kol salınım paterninin etkilendiği veya değiştiği belirtilmektedir (Delabastita vd. , 2016). Unilateral serebral palsili çocuklarda etkilenmiş taraf kol salınımının azaldığı gösterilmiştir (Meyns vd. , 2011). Kol salınım amplitüdü ve postürünün değişmesinin serebral palsili çocuklarda ekstremiteler arası koordinasyonu değiştirdiği, koordinasyonun daha az stabil olduğu, gövde salınımlarının arttığı ve kol bacak döngü frekansının değiştiği gösterilmiştir (MeynsVan Gestel vd. , 2012). Serebral palsili çocuklarda kol salınımının değişiminin yürüyüş stabilitesini devam ettirmede artan öneme sahip olduğu ve bu nedenle yürüyüş rehabilitasyonu sırasında kol salınımının fasilite edilmesinin çocuklarda denge eğitimine katkı sağlayarak düşme riskini azalttığı belirtilmiştir (Delabastita vd. , 2016; MeynsDesloovere vd. , 2012).

Yürüyüş parametrelerinin değişimi ve postural dengenin geliştirilmesinde vücuda ağırlık eklemenin kanıtları gösterilmiştir (Donker, S. F. vd. , 2005; Duysens vd. , 2000). Kola ağırlık eklenmesinin kol hareketlerini değiştirdiği ve bunun da ekstremite hareketleri arasındaki ilişkiyi etkileyebileceği belirtilmiştir (Donker, S. F. vd. , 2005). Ağırlık ekleme ile yapılan çalışmalarda stabil yürüyüşü devam ettirmek için kompansatuar bir mekanizma olarak kol hareketlerinin değiştiği belirtilmiştir (BonnardPailhous, 1991). Parkinsonlu hastalarda ilave kol ağırlığının omuz ekstansiyonunu artırdığı ve böylece total kol salınımı artışına katkıda bulunabileceği ortaya konmuştur (Yoon vd. , 2016). Bu sonuç Behrman ve ark. tarafından bulunan sonuç ile benzerlik göstermektedir. Behrman kol salınımının artmasının hızı artırmak gibi yürüyüş paternlerini geliştirmede etkili bir strateji olduğunu göstermiştir (Behrman vd. , 1998). Elde ek bir kol çantasının sensorial bir input oluşturabileceği ve yürüyüş boyunca kol

salınım değişiminin algılanmasının motor korteksi aktive edeceği belirtilmiştir (Yoon vd. , 2016). Kol ağırlığı ile ilgili farklı sonuçların gösterildiği çalışmalar da bulunmaktadır. İlave kol ağırlığının üst ekstremite kas fonksiyonlarını artırdığı bilinmesine rağmen yapılan bir çalışma ile ön kol ağırlığını kompanse etmek ve enerji tüketimini minimale indirmek için kol salınım amplitüdünün azaldığı gösterilmiştir (Donker, S. vd. , 2002). Proje kapsamında sağlıklı grupta üst ekstremite ağırlığının, ampute grupta ise üst ekstremitenin kısmen olmamasının ve protez kullanımının kol salınımı, yürüyüş ve denge üzerindeki etkisi belirlenmiştir.

Çalışmalarda çoğunlukla yürüyüş boyunca kol ve bacak koordinasyonu araştırılmış ve kolların yürüyüş sırasında ilerlemeye değil, gövde stabilizasyonuna katkısı olduğu belirlenmiştir (Wannier vd. , 2001). Yürüyüş sırasında bacakların hareketi ile oluşan gövde rotasyonunun kol salınımı ile önlendiği belirlenmiştir. Kolların istemsiz salınımının gövde rotasyonunu önlemede yardımcı olduğu ve kolların pasif salınımı ile de aynı fonksiyonun oluştuğu belirtilmiştir. Elftman, sağlam kolun salınımının doğal bir sarkaca benzediğine, fakat hareketin omuz kasları tarafından oluşturulduğuna dikkat çekmiş ve kol salınımının hızlanmasının gövdeninkine benzer fakat zıt yönde olduğunu ifade etmiştir (Elftman, 1939).

Yürüyüş sırasında gövde rotasyonlarının kol salınımı ile azaltılması, stabilite ve denge açısından önemli olup üst ekstremite kaybına bağlı olarak yeterli kol salınımı yapamayan bireylerde dengenin değerlendirilmesi önem taşımaktadır.

Üst ekstremite ve gövdenin yürüyüşe katkısının daha iyi anlaşılması tüm vücudun değerlendirilmesi ile mümkündür (Dorociak vd. , 2003). Protez ile rehabilitasyonda hedeflenen, üst ekstremite amputelerinde kaybolan ekstremite fonksiyonlarının farklı protez seçenekleri ile yerine getirilmesidir (Anderson, 1999). Doğal omuz hareketleri yürüyüş paternini önemli ölçüde etkilemektedir (Eke-Okoro vd. , 1997; Umberger, 2008).

Unilateral üst ekstremite amputelerinde ampute taraftaki ağırlık kaybından dolayı, ağırlık merkezinin yer değiştirmesi sonucu postürde asimetriler oluşabilmektedir. Protez kullanımı ile postür asimetrisi ve buna bağlı olarak oluşabilecek problemler azalabilir (Greitemann vd. , 1996; Greittemann, 1997).

Üst ekstremite hareket paternlerinin yürüyüşe etkileri konusunda çok az bilgi olduğu ifade edilmiştir (Bertels vd. , 2012). Omuz dezartikülasyonu sonrası protezsiz yapılan yürüyüş değerlendirmesinde sağlam taraf dirsek ve omuzda aşırı salınım gözlenmiştir. Aynı çalışmada omuz eklemi serbest veya kilitli protez kullanımı ile her iki durumda da sağlam taraf kol salınımının fizyolojik hareket paternine yaklaştığı belirlenmiştir. Bu çalışmada sağlam taraf kol salınımının fizyolojik sınırlara yaklaşmasının protez tipinden ziyade protezin ağırlığı kompanse edici etkisinden kaynaklandığı belirlenmiştir (Bertels vd. , 2012). Protezli veya protezsiz yürüyüş sırasında sağlam taraf üst ekstremitede oluşan etkiler gösterilmiş ancak alt ekstremitenin nasıl etkilendiği araştırılmamıştır.

Üst ekstremite protezinin yürüyüşe etkisini inceleyen bir vaka çalışmasında protezli ve protezsiz yürüyüş karşılaştırıldığında yürüyüşün zaman mesafe karakteristikleri ve kinematik verilerde farklılıklar bulunmuştur. Protezli iken sağlam tarafa doğru daha fazla gövde rotasyonu oluşurken, lateral fleksiyon daha simetrik bulunmuştur (Yancosek vd. , 2008).

Yürüyüş ve dengenin daha çok alt ekstremiteler, pelvis ve gövdeden etkilenmesi düşüncesi ile çalışmalar bu bölgeler üzerinde yoğunlaşmaktadır. Ancak yürüyüş sırasında üst ekstremitenin gövde stabilitesine katkısı göz önüne alındığında, üst ektremite kaybının denge ve yürüyüş üzerine etkileri olabileceği düşüncesiyle, amputasyon ile oluşan vücut kompozisyonu değişiminin denge ve yürüyüş parametrelerine etkilerini belirlemek amacıyla bu çalışma planlanmıştır. Ayrıca, vücut kompozisyonunun değişmesine yol açan uzuv kaybının yanı sıra, kullanılacak protez ile yürüyüş ve dengenin etkilenip etkilenmeyeceği merak edilmektedir. Bu durumda hipotezlerimiz;

1. Üst ekstremite amputasyonu yürüyüş ve dengeyi olumsuz etkiler.
2. Üst ekstremite amputelerinde protez kullanımı yürüyüş ve denge üzerinde etkili değildir şeklinde oluşturulmuştur.

3. GEREÇ- YÖNTEM

Bu çalışma Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü Protez-Ortez ve Biyomekanik ünitesindeki 15 dirsek üstü ampute ve OttoBock Ortopedi ve Rehabilitasyon Merkezinden dahil edilme kriterlerini karşılayan 10 dirsek üstü ampute olmak üzere toplam 25 unilateral dirsek üstü amputasyonlu birey ve benzer demografik özellikteki 25 sağlıklı yetişkin ile gerçekleştirilmiştir. Çalışma Hacettepe Üniversitesi Girişimsel Olmayan Etik Kurulunun GO 14 /175 sayılı kararı ile onaylanmıştır. Çalışmaya katılan tüm bireylerin aydınlatılmış onamları alınmıştır.

3.1 Dahil edilme kriterleri

3.1.1 Amputeler için dahil edilme kriterleri

a. Nörolojik, ortopedik veya metabolik hastalığı olmayan,
b. En az 6 aydır protez kullanan,
c. Unilateral üst ekstremite amputasyonu olan(dirsek altı, dirsek dezartikülasyonu, dirsek üstü, omuz dezartikülasyonu, forequarter)
d. En az 100 m. bağımsız olarak yürüyebilen bireyler.

3.1.2. Sağlıklılar için dahil edilme kriterleri

a. Nörolojik, ortopedik veya metabolik hastalığı olmayan,
b. Yürüyüşü ve dengeyi etkileyecek herhangi bir probleme sahip olmayan,
c. Ampute grupla benzer demografik özelliklere sahip olan bireyler.

3.1.3. Dahil edilmeme kriterleri

a. Kalça, diz ve ayak bileğinde limitasyon, özellikle kuadriceps, gastro soleus, tibialis anterior, hamstringler, gluteus maksimus, gluteus medius ve iliopsoas kas kuvvetinin 5 değerinin altında olması,
b. Üst ve alt ekstremite hareketlerinde limitasyonu bulunan,
c. Yürüyüş ve dengeyi etkileyeceği düşünülen kas kısalıkları bulunan,
d. Çalışmaya katılmak istemeyen olgular çalışmadan çıkarıldı.

3.2. Değerlendirme parametreleri

Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Protez-Ortez ve Biyomekanik ünitesine protez yaptırmak üzere gelen veya hasta kayıtlarından davet edilen ve OttoBock Ortopedi ve Rehabilitasyon Merkezi tarafından çalışma kriterlerine uygun olan ve katılmaya gönüllü olan toplam 25 unilateral dirsek üstü ampute ve 25 sağlıklı birey değerlendirilmiştir.

3.2.1. Demografik özellikler ve amputasyona ait bilgiler

Katılımcıların yaş, boy, kilo, cinsiyet, eğitim düzeyi, meslek, dominant taraf gibi verileri kaydedilmiştir. Amputasyon nedeni, seviyesi, protez kullanmaya başlanan yaş, protez sayısı, protez ağırlığı, terminal ucu açma mesafesi, amputasyondan itibaren geçen süre gibi amputasyon ve protez ile ilgili verileri kaydedilmiştir.

3.2.2. Fizyoterapi değerlendirmeleri

Üst ve alt ekstremite normal eklem hareketleri, kas kuvveti, kısalık, postür değerlendirmesi yapılmıştır.

Normal eklem hareketleri gonyometrik ölçümle ve kas kuvveti manuel kas testi yöntemi ile değerlendirilmiştir.

Güdüğe ait çevre ve uzunluk ölçümleri, sağlam taraf üst ekstremite uzunluğu ve alt ekstremite uzunluk ölçümleri mezura ile yapılarak cm cinsinden kaydedilmiştir.

3.2.3. Yürüyüşün kinematik analizi

Yürüyüş sırasında eklemlerin aldığı açısal değerleri ölçmek amacıyla yürüme yolunun sağ ve sol tarafından eş zamanlı olarak Basler acA1300-200uc (Basler AG, Ahrensburg, Almanya) marka yüksek hızlı kameralarla 100 kare/saniye (fps) hızda kayıt alınmıştır. Alınan kayıtlar Dartfish Prosuit 7Analysis Software (Dartfish company, Fribourg, Switzerland) sistem ile video üzerinden analiz yapılarak değerlendirilmiştir (Borel vd. , 2011). Kameralar yürüme yolunun 2 m uzağında ve yürüme yolunun ortasına gelecek şekilde bireyin sağında ve

solunda pozisyonlanmıştır (Şekil 1). Zaman mesafe karakteristikleri ile eş zamanlı olarak ölçümler yapılmıştır. Amputeler protezli ve protezsiz olarak değerlendirilmiştir. Amputelerde protezli ve protezsiz iken ampute taraf omuz eklemi açıları, protezli iken omuz ve dirsek eklemi açıları ve sağlam tarafta ise omuz ve dirsek eklemlerinin aldığı açısal değerler ile her iki alt ekstremite kalça ve diz eklemlerinin açısal değerleri değerlendirilmiştir (Şekil 2). Sağlıklı kontrol grubunda ise her iki üst ve alt ekstremite eklemlerinin açısal değerleri kaydedilmiştir. Kol salınımı olarak yürüyüş boyunca omuz ekleminin maksimum fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerinin toplamı olan omuz hareket sınırı kullanılmıştır.



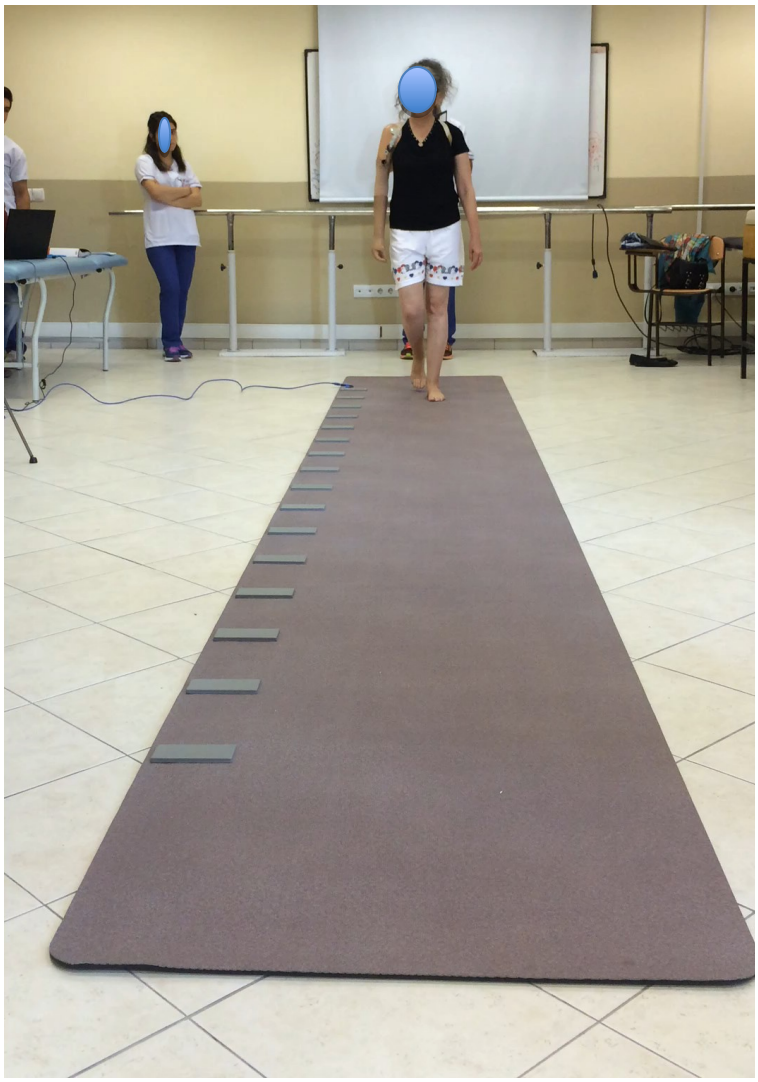
Şekil 1. Kameraların yürüyüş yoluna göre pozisyonlanması.



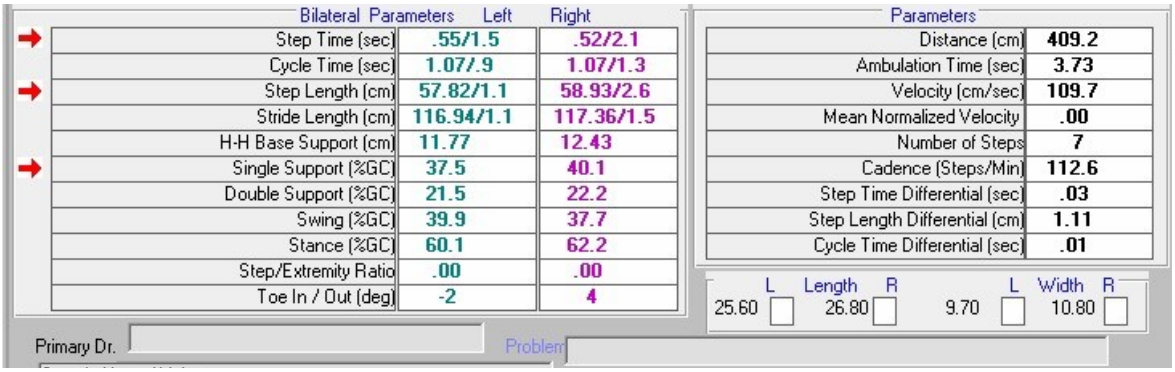
Şekil 2. Yürüyüşün kinematik analizi

3.2.4. Yürüyüşün zaman- mesafe karakteristiklerinin değerlendirilmesi

Yürüyüşün zaman mesafe karakteristiklerinden adım uzunluğu, çift adım uzunluğu, adım genişliği, ayak açısı, hız ve kadans GAITRite (CIR System INC. Clifton, NJ 07012) bilgisayarlı yürüme yolu kullanılarak değerlendirilmiştir . 18,432 sensor bulunan sistemden veriler 60-120 Hz oranında, basınçla aktive olan sensörler tarafından elde edilmiştir (Webster vd. , 2005). Amputeler ve sağlıklılar için yürüyüş analizi kişinin kendi seçtiği hızda ve normal yürüyüş sırasında uygulanmıştır. Amputelerde yürüyüş protezli ve protezsiz olarak değerlendirilmiştir ve değerlendirmeye ilişkin bilgilendirme değerlendirme öncesi tüm olgulara yapılmıştır (Şekil 3,4).



Şekil 3. Yürüyüşün Zaman-Mesafe Karakteristiklerinin Değerlendirilmesi



Şekil 4. GaitRite ile elde edilen veriler

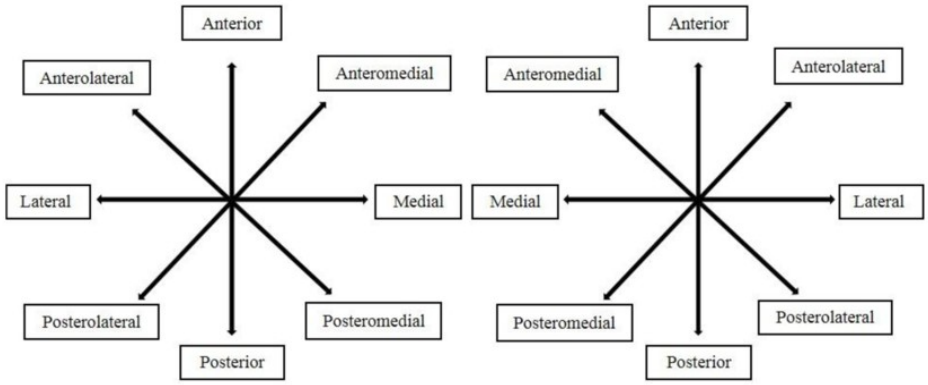
3.2.5. Dinamik denge değerlendirmesi

Olguların dinamik dengesi "Yıldız yer değiştirme denge testi" (*Star Excursion Balance Test, SEBT*) kullanılarak değerlendirilmiştir. Literatürde, dinamik dengeyi değerlendirmek için sıklıkla kullanılan SEBT, 8 farklı yönde uygulanan unilateral denge testlerinden meydana gelmektedir. Yapılan çalışmalarda *intrarater* ve *interrater* güvenirliği iyi düzeyde bulunmuştur(Gribble, 2003; KinzeyArmstrong, 1998). Basit, ucuz, güvenilir ve geçerli olması avantajları arasında yer almaktadır (Olmsted vd. , 2002). Literatürde özellikle alt ekstremite problemleri sonrasında fonksiyonel performansı ve postüral kontrolü değerlendirmek için kullanılmaktadır (EarlHertel, 2001). Test düzeneği merkez bir noktadan 8 tane bandın birbiriyle 45 derecelik açı yapacak şekilde ayarlanıp yere yapıştırılmasıyla oluşturulur. Bantların bu şekilde yerleştirilmesiyle, anterior, anteromedial, medial, posteromedial, posterior, posterolateral, lateral ve anterolateral olmak üzere 8 farklı yön meydana gelir (Şekil 5). Hasta, bu yönlerin kesiştiği merkez noktasında durur. Hastalardan, tek ayak üzerinde dururken diğer ayaklarını belirlenen yönlere doğru uzatabildikleri en uzak mesafeye kadar uzatmaları istenir. Bu sırada, hastaların dengelerini kaybetmemesine, üzerinde durdukları ayağın topuğunu yerden kaldırmamalarına ve uzattıkları ayaklarının parmak uçlarını yere hafifçe dokundurmalarına (destek almayacak şekilde) dikkat edilir. Her test pozisyonu tamamlandıktan sonra kişilerden dengelerini kaybetmeden başlangıç pozisyonuna dönmeleri istenir (Şekil 6). Eğer istenilen şekilde test tamamlanamazsa, test sayılmayarak tekrar edilir. Teste başlamadan önce, test hakkında hastalar bilgilendirilir ve testin nasıl yapılacağı hastalara uygulamalı olarak gösterilir. Hastalar teste başlamadan önce test yönlerinde 4 deneme yapar. Deneme sonrasında hastalar dinlendirilir. Test uygulamasında, her yön 3 kere test edilir. Testlerin yönü randomize olarak belirlenir. Her yön için, ulaşılan en uç nokta mezura ile cm cinsinden kaydedilir. Test her iki alt ekstremite için uygulanmıştır. Hesaplamasında cinsiyet ve bacak uzunluğu (Spina iliaka anterior superior ile medial malleol

arası mesafe) faktörlerinin neden olacağı hata payını ortadan kaldırmak için her yöne olan test sonucu bacak uzunluğuna bölünüp 100 ile çarpılır (Gribble, 2003).

Dengenin kol salınımı ile ilişkisi, yürüyüş sırasındaki üst ekstremite kinematiklerinden elde edilen omuz hareket sınırı/kol salınımı dikkate alınarak gerçekleştirilmiştir.

Dominant taraf tek ayak üstünde (Sağlam taraf)	Nondominant taraf tek ayak üstünde (Ampute taraf)



Şekil 5. Yıldız yer değiştirme denge testi diyagramı.



Şekil 6. Yıldız yer değiştirme denge testinin uygulanışı

3.2.4. Vücut kompozisyonu

Vücut kompozisyonu sağlıklılarda Medigate vücut kompozisyon analizi BoCA-X1 sistemi kullanılarak yapılmıştır. Bu cihaz bioimpedansın vücuttaki dokulardan geçme kabiliyeti temelinde çalışır. Medigate BoCA-X1 ile ekstremitelerin segmental ağırlığı, kas ve yağ kütlesi

belirlenmiştir. Üst ekstremitenin kas ve yağ kütlesinin toplamı kol ağırlığı verisi olarak kullanılmış ve kol ağırlığının toplam vücut ağırlığına oranı, (kol ağırlığı/ vücut ağırlığı) x 100 formülü ile hesaplanmıştır (Şekil 7).



Şekil 7. Vücut kompozisyonunun değerlendirilmesi

3.3. Verilerin elde edilmesi ve işlenmesi

Projedeki tüm değerlendirmeler araştırmacılar tarafından yapılmış ve her bir değerlendirme aynı kişi tarafından gerçekleştirilerek olası ölçüm kaynaklı hata payları minimale indirilmeye çalışılmıştır. Verilerin kaydedilmesi de her bir değerlendirme yöntemi için aynı araştırmacı tarafından gerçekleştirilmiştir.

Amputelerin sağlıklılar ile karşılaştırılması sırasında veriler açısından söylenmesi gereken önemli bir unsur, ampute grubun ampute taraf (AT) ve sağlam taraf (ST) olarak belirlenen verilerinin sağlıklı grupta hangi taraflar ile karşılaştırılacağı konusu idi. Bu noktada ampute taraf sağlıklının nondominant tarafı (NT) ile sağlam taraf ise sağlıklının dominant tarafı (DT) ile karşılaştırıldı veya ilişkilendirildi.

Dartfish ile yapılan yürüyüş değerlendirmelerinin analizi için başlangıçta yürüyüşün topuk vuruşu, orta duruş, parmak kalkışı, ve orta sallanma fazları açısından her iki taraftan üst ve alt ekstremite eklem açıları(omuz, dirsek, el bileği, kalça, diz,ayak bileği) olacak şekilde yapılması planlanmış ancak çalışmanın hipotezinin test edilmesi açısından sağlıklılarda 60 verinin, amputasyonlu grupta ise protezli ve protezsiz yaklaşık 110 verinin analiz edilmesi ve yorumlanmasının mümkün olamayacağı öngörüsü ile özellikle yürüyüş sırasında kol salınımı açısından kullanılabilecek parametrelerin omuz maksimum fleksiyon ve ekstansiyonu, dirsek maksimum fleksiyon ve ekstansiyonu ve omuz ve dirsek eklem hareket sınırları yürüyüş boyunca dartfish yazılımı izleme komutu ile işlenmiş ve elde edilen veriler üzerinden analiz edilmiştir. Dartfish analiz yöntemi 2 boyutlu olduğundan ve hareketin sabit kameralar ile aynı düzlemde takip edilmesi mümkün olamadığından özellikle distal kısımların (el bileği ve ayak bileği) yürüyüş sırasında kamera ile dik uzaklığı kaybettiği fazlarda, açısal değerlendirmedeki zorluk nedeniyle doğru sonuç vermeyeceği kanısına varılmış ve analizler omuz eklemi üzerinden yapılmıştır. Bu amaçla omuz maksimum fleksiyon ve ekstansiyon açılarının mutlak toplamı olan omuz hareket sınırı kullanılmış ve kol salınımı olarak ifade edilmiştir. Dirsek ekleminin açısal değerleri değerlendirilirken sağlıklıların dirsek taşıma açısı

başlangıç pozisyonu olarak kabul edilmiş, fleksiyon yönündeki hareket artı; ekstansiyon yönündeki hareket eksi olarak kaydedilmiştir.

Çalışmada alt ekstremiteyi içeren değerlendirmelerde; GAITRite için sağ adım uzunluğu/sol adım uzunluğu, sağ çift adım uzunluğu/sol çift adım uzunluğu, sağ ayak açısı/sol ayak açısı vb., Dartfish için amputelerde sağ ve sol kalça ve diz açısal değerlerinin kaydedilmesinde sağ ve sol taraf olarak kaydedilmesi üst ekstremitedeki kaybın alt ekstremiteyi ne ölçüde etkilediği konusunda analiz ve yorum açısından sorun yaratacağından, üst ekstremitedeki amputasyon tarafı dikkate alınarak, verilerin kaydedilmesinin uygun olduğu düşünülmüştür. Bu nedenle gerçekte alt ekstremitede amputasyonu olmayan bireylerin verileri üst ekstremitedeki amputasyon ile uyumlu olarak alt ekstremitede ampute taraf ve sağlam taraf olarak kodlanmış ve analizler bu haliyle gerçekleştirilmiştir. Benzer şekilde yıldız yer değiştirme denge testinde de tek ayak üzerinde durma sırasında amputelerde üst ekstremite amputasyonunun olduğu tarafta tek ayak üzerinde durma sırasında ampute taraf olarak, diğer taraf alt ekstremitede tek ayak üzerinde iken yapıldığında sağlam taraf olarak kaydedildi.

Projenin tüm aşamaları proje yürütücüsü, yüksek lisans bursiyerleri ve yardımcı araştırmacılar tarafından gerçekleştirildi.

3.4. İstatistiksel analiz

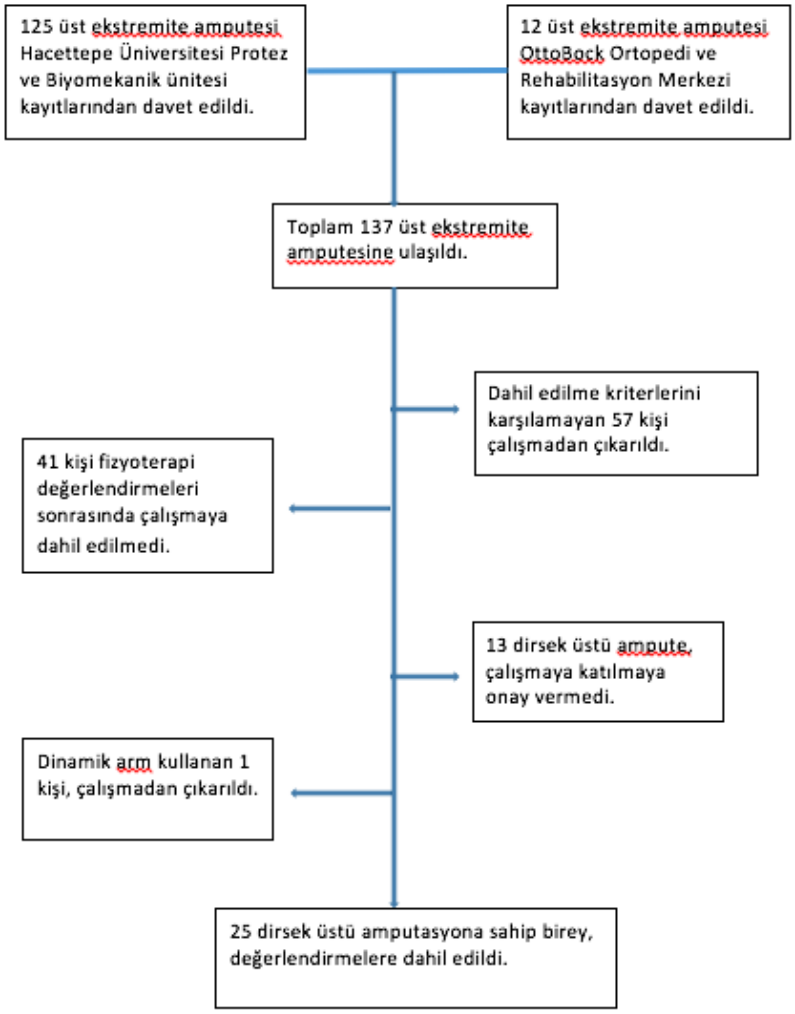
Katılımcılardan elde edilen veriler SPSS 21.00 yazılımı kullanılarak analiz edildi. Değerlendirmeler sonucunda elde edilen verilerin ortalama ve standart sapmaları her bir grup için tanımlandı. Verilerin normal dağılıma uygunluğu, görsel (histogram ve olasılık grafikleri) ve analitik yöntemlerle (Kolmogorov- Smirnov/ Shapiro- Wilk testleri) kullanılarak değerlendirildi. Ampute ve sağlıklı grup karşılaştırmalarında normal dağılım gösteren veriler için iki ortalama arasındaki farkın önemlilik testi ile, normal dağılım göstermeyen verilerin analizi Mann Whitney U testi kullanılarak karşılaştırıldı ve $p<0,05$ anlamlı olarak değerlendirildi. Amputelerin protezli- protezsiz verilerinin ve ampute /nondominant ile sağlam/dominant tarafın karşılaştırılmasında normal dağılan veriler için iki eş arasındaki farkın önemlilik testi, normal dağılmayan veriler için Wilcoxon testi kullanıldı.

Ampute grupta protezli ve protezsiz yürüyüş ve denge parametreleri arasındaki ilişkinin analizinde normal dağılan veriler için Pearson, normal dağılmayan veriler için Spearman korelasyon analizi kullanıldı. $p<0,05$ değeri, parametreler arasında anlamlı ilişkinin olduğunu gösterdi. İlişkinin derecesi korelasyon katsayısı ile belirlendi (Hayran, 2011).

4. BULGULAR

Hacettepe Üniversitesi Protez ve Biyomekanik Ünitesi hasta kayıtlarından ve projede belirtilen B planı çerçevesinde Otto Bock Ortopedi ve Rehabilitasyon Merkezinden toplam 25 unilateral dirsek üstü amputasyonlu bireyin değerlendirme sonuçları analiz edildi.

Hacettepe Üniversitesi Protez ve Biyomekanik Ünitesi hasta kayıtlarından 125 üst ekstremite amputasyonu olan birey belirlenmiş ve nörolojik, ortopedik veya metabolik hastalığı olmayan, en az 6 aydır protez kullanan 68 unilateral üst ekstremite amputasyonlu birey, çalışmaya dahil edilme kriterleri açısından uygun bulunmuştur. 68 bireyin daveti ile yapılan değerlendirmeler sonrasında kas kuvveti, eklem hareketi ve kas kısalıkları açısından çalışmaya uygun olan 15 dirsek üstü amputasyonlu birey değerlendirilmiştir. Çalışmaya dahil edilen bir dirsek üstü bireyin, yapılan değerlendirmeler sonucunda çok iyi sonuçlar ortaya çıkarmasının, fonksiyonel açıdan pek çok teknik özellik içeren bir protez olan, dinamik arm kullanması sebebiyle olduğu düşünüldüğünden çalışma dışı bırakılmış ve yerine uygun demografik özellikte 1 dirsek üstü ampute dahil edilmiştir. Çalışmada belirtilen hasta grup sayısına ulaşmak için B planı devreye sokulmuş ve dahil edilme kriterlerine uygun 10 unilateral dirsek üstü amputasyonlu birey Otto Bock Ortopedi ve Rehabilitasyon Merkezi aracılığıyla değerlendirilmiş ve toplam 25 amputasyonlu bireye ulaşılmıştır (Şekil 8).



Şekil 8. Akış diyagramı

Çalışmanın dahil edilme kriterlerinde unilateral üst ekstremite amputasyon seviyesi olarak dirsek altı, dirsek dezartikülasyonu, dirsek üstü, omuz dezartikülasyonu ve forequarter seviyeleri belirtilmişti. Değerlendirilen ve analiz edilen tüm olgular dirsek üstü amputasyonlu bireyler olup amputasyon seviyesinden kaynaklanabilecek farklılıkların elimine edilmesi sağlanmıştır. Dirsek ekleminin üzerinden olan ancak çalışmada bulunmayan omuz dezartikülasyon ve forequarter amputasyonları kayıtlardan ulaşılan amputasyon seviyeleri olup çoğunlukla çalışmanın en az 6 aydır protez kullanıyor olma ve diğer ekstremitelerde problemi olmama özelliklerini sağlamadıklarından çalışmaya dahil edilememişlerdir.

25 dirsek üstü amputasyonlu ve 25 sağlıklı bireyden oluşan grupların sırasıyla yaş ortalamaları 44,16±9,11 yıl, 37,50±7,09 yıl, boy ortalamaları 173,75±9,08 cm, 175,27±8,44 cm, vücut ağırlıkları 79,91±13,48 kg, 83,38±13,20 kg olarak bulundu. Grupların yaş, boy ve kilo değerleri arasında istatistiksel olarak fark yoktu($p>0,05$) (Tablo 1).

Tablo 1. Katılımcıların demografik özellikleri ve karşılaştırılması

	Min		Max		X±SS		P
	Ampute (n=25)	Sağlıklı (n=25)	Ampute N=25	Sağlıklı N=25	Ampute N=25	Sağlıklı N=25	Ampute-Sağlıklı
Yaş(yıl)	30	22	57	51	44,16±9,11	37,50±7,09	0,065
Boy(cm)	157	160	190	192	173,75±9,08	175,27±8,44	0,458
Kilo(kg)	56	54	96	100	79,91±13,48	83,38±13,20	0,34

Amputeler ve sağlıklılara ait cinsiyet, eğitim düzeyi, meslek ve dominant tarafa ilişkin frekans ve yüzde dağılımları Tablo 2' de gösterilmiştir. Gruplarda kadın erkek oranları benzer olup ampute grubun eğitim düzeyi %52 oranında ilköğretim, sağlıklı grubun %52 oranında üniversite mezunu olduğu belirlenmiştir (Tablo 2).

Tablo 2. Katılımcıların cinsiyet, eğitim düzeyi, meslek ve dominant taraf açısından dağılımı.

		Ampute (n=25)		Sağlıklı (n=25)	
		n	%	n	%
Cinsiyet	Erkek	20	80	21	84
	Kadın	5	20	4	16
Eğitim düzeyi	İlköğretim	13	52	5	20
	Ortaöğretim	8	32	7	28
	Üniversite	4	16	13	52
Meslek	Memur	9	36	17	68
	Emekli	7	28	0	0
	Diğer	9	36	8	32
Dominant taraf	Sağ	18	72	19	76
	Sol	7	28	6	24

13'ü sağ, 12'si sol taraf dirsek üstü amputasyonu olan amputelerin, %92'sinde fantom hissi mevcutken, %40'ında aynı zamanda fantom ağrısı da bulunmaktaydı. Amputasyon nedenleri incelendiğinde ise, amputelerin tamamının travmatik nedenlerle amputasyon cerrahisi geçirdiği belirlendi. Kullanılan protez tipleri incelendiğinde ise katılımcıların %40'ı mekanik fonksiyonel protez; %40'ı pasif protez ve % 20'si myoelektrik protez kullanmaktaydı.

Çalışmaya katılan amputeler, 14,91±10,90 yıl süredir protez kullanan bireyler olup, protez kullanımına başladıkları ortalama yaş 13,54±10,78 yıl olan bireylerdi. Bireylerin protez sayısı yaklaşık 4 olup, protez ağırlığı da ortalama 1,44±0,39 kg olarak belirlendi (Tablo 3).

Tablo 3. Amputasyona ait bilgiler.

	Min	Max	X ±SS
Protez ağırlığı (kg)	0,64	2	1,44±0,39
Amputasyondan itibaren geçen süre(yıl)	1	33	14,91±10,90
Protez kullanmaya başlanan yaş (yıl)	1	32	13,54±10,78
Protez sayısı (adet)	1	9	3,75±3,13
Terminal ucu açma mesafesi (cm)	2,5	13	7,66±4,44
Kavrama kuvveti (kg)	23	54,33	38,71±11,04

Sağlıklıların dominant kol ağırlığı 4,76±0,86 kg iken, nondominant kol ağırlığı 4,68±0,84 kg olarak belirlenmiştir. Dominant kol ağırlık yüzdesi 5,70±0,30 olup, nondominant kol ağırlık yüzdesinin 5,60±0,24 olduğu gösterilmiştir. Sağlıklılarda kol ağırlık yüzdesi dominant taraf ve nondominant taraf arasında farklı bulunmuştur (Tablo 4).

Tablo 4. Sağlıklılarda kol ağırlık yüzdelerinin incelenmesi

	N	Nondominant taraf	Dominant taraf	p
Kol ağırlığı yüzdesi	25	5,60± 0,24	5,69±0,29	0,035*

*$p<0,05$.

Yürüyüş sırasında üst ekstremite kinematiklerinin (kol salınımı, omuz maksimum fleksiyon, omuz maksimum ekstansiyon, dirsek hareket sınırı, dirsek maksimum fleksiyon ve dirsek maksimum ekstansiyonu) amputelerde protezli ve protezsiz ampute taraf ve sağlam tarafta, sağlıklılarda ise dominant ve nondominant tarafta açısal değerlerinin ortalamaları Tablo 5'te gösterildi.

Tablo 5. Yürüyüş sırasında omuz ve dirsek eklemlerinin kinematik analiz sonuçları

	Protezli		Protezsiz		Sağlıklı	
	Ampute taraf	Sağlam taraf	Ampute taraf	Sağlam taraf	Nondominant taraf	Dominant taraf
	IA	IB	IIA	IIB	IIIA	IIIB
Omuz hareket sınırı	8,59±7,12	34,7±14,46	13,72 ±13,51	33,69±11,7	29,64±11,02	30,45±14,88
Omuz maksimum fleksiyonu	-0,62±15,80	17,77±7,99	9,17±14,27	17,32±7,39	13,77±9,51	13,84±12,23
Omuz maksimum ekstansiyonu	9,22±12,49	16,93±9,07	4,55±8,08	16,38±7,21	15,87±6,57	14,94±7,57
Dirsek hareket sınırı	33,33±7,63	15,09±11,04		11,60±3,14	18,07±5,8	19,63±11,13
Dirsek maksimum fleksiyonu	33,33±7,63*	30,35±7,46		30,1±5,60	34,67±8,28	33,28±7,96
Dirsek maksimum ekstansiyonu	33,33±7,63*	16,08±13,71		-18,49±5,91	-16,61±6,27	-12±11,73

IA:Protezli Ampute taraf; IB: Protezli Sağlam taraf: IIA: Protezsiz Ampute taraf; IIB: Protezsiz Sağlam taraf; IIIA: Sağlıklı Nondominant taraf; IIIB: Sağlıklı Dominant taraf

*Mekanik dirsek ekleminin sabit başlangıç fleksiyonu

Amputelerde protezli ve protezsiz ampute taraf ve sağlam taraf kol salınımı arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu ve ampute taraf kol salınımının daha az olduğu bulundu. Sağlıklı katılımcılarda dominant taraf ve nondominant taraf arasında kol salınımı açısından fark bulunmadı. Amputelerde protezli ve protezsiz aynı taraf karşılaştırıldığında kol salınımı açısından fark olmadığı görüldü. Ancak protezsiz iken ampute taraf kol salınımının protezli kol salınımına göre daha fazla olduğu, istatistiksel olarak fark olmadığı belirlendi. Protezli ve protezsiz amputeler, sağlıklılarla karşılaştırıldığında ampute tarafta kol salınımının azaldığı tespit edildi. Amputelerin protezli iken ampute tarafı ile, sağlıklıların nondominant tarafı dirsek maksimum ekstansiyonu arasında fark bulundu (Tablo 6).

Tablo 6. Yürüyüş sırasında omuz ve dirsek eklemlerinin kinematik analiz sonuçlarının karşılaştırılması

	IA-IB	IIA-IIB	IIIA-IIIB	IA-IIA	IB-IIB	IA-IIIA	IB-IIIB	IIA- IIIA	IIB-IIIB
Omuz hareket sınırı	0,002*	0,004*	0,862	0,11	0,433	0,000*	0,385	0,000*	0,33
Omuz maksimum fleksiyonu	0,004*	0,034*	0,199	0,06	0,594	0,002*	0,228	0,034*	0,228
Omuz maksimum ekstansiyonu	0,019*	0,002*	0,632	0,328	0,61	0,024*	0,933	0,000*	0,949
Dirsek hareket sınırı	0,109		0,744		0,433	0,007*	0,099		0,004*
Dirsek maksimum fleksiyonu	0,593		0,041*		0,875	0,841	0,352		0,341
Dirsek maksimum ekstansiyonu	0,109		0,098		0,784	0,012*	0,220		0,117

IA:Protezli Ampute taraf; IB: Protezli Sağlam taraf: IIA: Protezsiz Ampute taraf; IIB: Protezsiz Sağlam taraf; IIIA: Sağlıklı Nondominant taraf; IIIB: Sağlıklı Dominant taraf, *p<0,05.

Yürüyüş sırasında alt ekstremite kinematiklerinin (kalça hareket sınırı, kalça maksimum fleksiyon, kalça maksimum ekstansiyon, diz hareket sınırı, diz maksimum fleksiyon, diz maksimum ekstansiyon) amputelerde protezli ve protezsiz ampute taraf ve sağlam tarafta, sağlıklılarda ise dominant ve nondominant tarafta açısal değerlerinin ortalamaları Tablo 7'de gösterildi. Amputeler ve sağlıklılarda yürüyüş sırasında maksimum diz ekstansiyonu tamdı. Amputeler protezli iken, sağlam ve ampute taraf arasında kalça hareket sınırı açısından ampute taraf kalça hareket sınırının az olduğu ve istatistiksel olarak farklı olduğu gösterildi. Amputeler protezsiz iken, ampute ve sağlam taraf karşılaştırıldığında sağlam taraf kalça maksimum ekstansiyonunun daha az olduğu kayededildi. Amputeler protezli ve protezsiz iken sağlıklılarla karşılaştırıldığında, ampute / nondominant taraf maksimum kalça fleksiyonunun daha az olduğu ve istatistiksel olarak farklı olduğu belirlendi. Protezsiz iken amputeler sağlıklılarla karşılaştırıldığında sağlam taraf / dominant taraf kalça maksimum fleksiyonu açısından amputelerdeki değerlerin daha az ve farkın anlamlı olduğu görüldü (Tablo 8).

	Protezli		**Protezsiz**		**Sağlıklı**	
	Ampute taraf	**Sağlam taraf**	**Ampute taraf**	**Sağlam taraf**	**Nondominant taraf**	**Dominant taraf**
	IA	**IB**	**IIA**	**IIB**	**IIIA**	**IIIB**
Kalça hareket sınırı	39,08±7,29	40,33±7,48	39,58±6,05	38,18±5,89	40,43±4,99	39,47±5,66
Kalça maksimum fleksiyonu	19,76±4,83	21,18±6,13	20,2±4,25	19,87±4,60	23,01±3,08	21,99±3,26
Kalça maksimum ekstansiyonu	18,9±3,68	19,14±3,38	19,38±3	18,08±3,95	18,03±3,20	18,63±2,50
Diz hareket sınırı	63,65±2,83	64,18±4,13	64,04±3,57	63,35±3	64,75±2,42	62,95±6,8
Diz maksimum fleksiyonu	63,65±2,82	64,18±4,12	64,04±3,56	63,35±2,99	64,75±2,41	64,61±2,39

Tablo 7. Yürüyüş sırasında kalça ve diz eklemlerinin kinematik analiz sonuçları

IA:Protezli Ampute taraf; IB: Protezli Sağlam taraf: IIA: Protezsiz Ampute taraf; IIB: Protezsiz Sağlam taraf; IIIA: Sağlıklı Nondominant taraf; IIIB: Sağlıklı Dominant taraf

Tablo 8. Yürüyüş sırasında kalça ve diz eklemlerinin kinematik analiz sonuçlarının karşılaştırılması

	IA-IB	IIA-IIB	IIIA-IIIB	IA-IIA	IB-IIB	IA-IIIA	IB-IIIB	IIA- IIIA	IIB-IIIB
Kalça hareket sınırı	0,034*	0,078	0,601	0,844	0,071	0,271	0,916	0,641	0,525
Kalça maksimum fleksiyonu	0,17	0,583	0,523	0,332	0,092	0,031*	0,156	0,038*	0,044*
Kalça maksimum ekstansiyonu	0,388	0,009*	0,694	0,646	0,139	0,446	0,849	0,211	0,582
Diz hareket sınırı	0,398	0,371	0,437	0,346	0,504	0,220	0,866	0,227	0,626
Diz maksimum fleksiyonu	0,398	0,371	0,856	0,346	0,504	0,189	0,525	0,219	0,320

IA:Protezli Ampute taraf; IB: Protezli Sağlam taraf: IIA: Protezsiz Ampute taraf; IIB: Protezsiz Sağlam taraf; IIIA: Sağlıklı Nondominant taraf; IIIB: Sağlıklı Dominant taraf.

*p<0,05.

Katılımcıların yürüyüşün zaman mesafe karakteristiklerine ait ortalama değerleri Tablo 9'da gösterildi. Protezli iken ampute ve sağlam taraf adım uzunlukları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu ve ampute taraf adım uzunluğunun daha fazla olduğu belirlendi. Amputeler protezli iken sağlıklılarla karşılaştırıldığında; ampute/ nondominant taraf için çift adım uzunluğunun azaldığı ve ayak açısının arttığı, sağlam / dominant taraf için ise adım uzunluğu ve çift adım uzunluğunun daha az olduğu belirlendi. Protezsiz iken, amputeler sağlıklılarla karşılaştırıldığında; amputelerin çift adım uzunluğunun azaldığı ve ayak açısının arttığı, amputelerde sağlam taraf adım uzunluğunun sağlıklılarla karşılaştırıldığında azaldığı görüldü. Yürüyüş hızı ve kadans açısından amputeler protezli ve protezsiz karşılaştırıldığında istatistiksel olarak fark bulunmadı. Amputeler sağlıklılarla karşılaştırıldığında, hız ve kadans açısından, hem protezli hem protezsiz fark bulunduğu ve yürüyüş hızı ve kadansın azaldığı görüldü. Adım genişliği açısından hem grup içi hem gruplar arası karşılaştırmada fark olmadığı gözlendi (Tablo 10, 11).

Tablo 9. Yürüyüşün zaman- mesafe karakteristikleri.

	Protezli		Protezsiz		Sağlıklı	
	Ampute taraf	Sağlam taraf	Ampute taraf	Sağlam taraf	Nondominant taraf	Dominant taraf
	IA	IB	IIA	IIB	IIIA	IIIB
Adım uzunluğu (cm)	59,14±6,23	57,38±7,17	59,34±6,98	58,62±7,46	63,76±4,76	63,99±4,69
Çift adım uzunluğu(cm)	117,21±13,25	117,07±13,26	118,16±13,98	118,26±14,6	128,14±9,36	128,23±9,58
Adım genişliği (cm)	11,94±3,24	11,73±3,35	12,0±3,59	12,08±3,51	12,54±3,24	12,25±3,25
Ayak açısı (derece)	11,25±7,63	10,25±6,45	11,58±8,21	10,58±6,47	4,66±5,63	7,61±4,92
Yürüyüş hızı (cm/sn)	95,88±16,58		97,73±17,23		114,69±11,90	
Kadans(adım / dk)	98,41±10,07		99,13±9,56		107,60±6,37	

IA:Protezli Ampute taraf; IB: Protezli Sağlam taraf: IIA: Protezsiz Ampute taraf; IIB: Protezsiz Sağlam taraf; IIIA: Sağlıklı Nondominant taraf; IIIB: Sağlıklı Dominant taraf.

Tablo 10. Yürüyüşün zaman- mesafe karakteristiklerinden bilateral parametrelerin karşılaştırılması.

	IA-IB	IIA-IIB	IIIA-IIIB	IA-IIA	IB-IIB	IA-IIIA	IB-IIIB	IIA-IIIA	IIB-IIIB
Adım uzunluğu (cm)	0,034*	0,308	0,868	0,433	0,754	0,051	0,009*	0,083	0,047*
Çift adım uzunluğu(cm)	0,583	0,638	0,744	0,583	0,638	0,018*	0,018*	0,042*	0,057
Adım genişliği (cm)	0,388	0,784	0,064	0,937	0,433	0,703	0,799	0,899	0,866
Ayak açısı (derece)	0,372	0,323	0,026*	0,673	0,877	0,022*	0,202	0,024*	0,218

IA:Protezli Ampute taraf; IB: Protezli Sağlam taraf: IIA: Protezsiz Ampute taraf; IIB: Protezsiz Sağlam taraf; IIIA: Sağlıklı Nondominant taraf; IIIB: Sağlıklı Dominant taraf.

*p<0,05.

	Protezli- Protezsiz	Protezli- Sağlıklı	Protezsiz- Sağlıklı
Yürüyüş hızı	0,814	0,002*	0,009*
Kadans	0,79	0,006*	0,006*

Tablo 11. Yürüyüşün zaman- mesafe karakteristiklerinden yürüyüş hızı ve kadansın karşılaştırılması.

*p<0,05.

Yıldız yer değiştirme denge testine ait veriler Tablo 12'de gösterildiği gibi olup amputelerde protezli ve protezsiz, ampute taraf alt ekstremite üzerinde dururken, yıldız yer değiştirme testinin hiçbir yönünde fark bulunmadı. Amputelerde protezli ve protezsiz sağlam taraf alt ekstremite üzerinde dururken, yıldız yer değiştirme testinin posterior ve posteromedial yönlerinde istatistiksel olarak fark olduğu ve daha az yer değiştirdiği belirlendi. Protezli ve protezsiz iken ampute taraf posteromedial ve posterior yönlerde istatistiksel olarak fark olmamasına rağmen, protezsiz değerlerin daha yüksek olduğu görüldü. Hem protezli hem protezsiz iken Ampute taraf / Nondominant taraf anterior yönde gruplar arasında amputeler lehine fark bulunmuştur. Amputeler protezli iken sağlıklılarla karşılaştırıldığında, posterolateral yönde daha az ilerledikleri ve fark olduğu görüldü (Tablo 13).

	Protezli		**Protezsiz**		**Sağlıklı**	
	Ampute taraf	**Sağlam taraf**	**Ampute taraf**	**Sağlam taraf**	**Nondominant taraf**	**Dominant taraf**
	IA	**IB**	**IIA**	**IIB**	**IIIA**	**IIIB**
Anterior	83,18±6,52	83,00±7,33	83,75±5,72	82,24±7,52	77,68±6,61	78,46±8,47
Anteromedial	74,07±10,40	74,76±11,60	74,27±11,08	75,20±14,06	67,66±8,70	68,62±9,39
Medial	62,73±15,43	61,86±16,19	62,34±19,81	63,19±21,37	54,12±12,16	55,21±11,83
Posteromedial	69,48±13,34	70,21±13,27	74,69±12,23	75,38±12,95	72,60±11,73	74,21±9,81
Posterior	71,91±10,64	72,85±10,12	75,31±10,45	75,74±10,28	79,44±11,67	78,77±8,08
Posterolateral	73,91±8,91	75,96±9,34	75,40±8,03	76,58±9,70	81,81±8,59	83,03±7,23
Lateral	80,79±17,32	82,81±14,45	83,56±12,46	82,59±16,08	84,09±9,10	84,08±7,55
Anterolateral	89,20±10,16	87,39±11,18	88,28±9,05	89,26±11,30	86,81±8,14	85,25±7,43

Tablo 12. Yıldız yer değiştirme denge testi sonuçları

IA:Protezli Ampute taraf; IB: Protezli Sağlam taraf: IIA: Protezsiz Ampute taraf; IIB: Protezsiz Sağlam taraf; IIIA: Sağlıklı Nondominant taraf; IIIB: Sağlıklı Dominant taraf.

Tablo 13. Yıldız yer değiştirme denge testi sonuçlarının karşılaştırılması

IA:Protezli Ampute taraf; IB: Protezli Sağlam taraf: IIA: Protezsiz Ampute taraf; IIB: Protezsiz Sağlam taraf; IIIA: Sağlıklı Nondominant taraf; IIIB: Sağlıklı Dominant taraf.

*p<0,05

	IA-IB	IIA-IIB	IIIA-IIIB	IA-IIA	IB-IIB	IA-IIIA	IB-IIIB	IIA- IIIA	IIB-IIIB
Anterior	0,799	0,541	0,433	0,477	0,657	0,045*	0,122	0,016*	0,162
Anteromedial	0,721	0,878	0,327	0,754	0,859	0,112	0,138	0,066	0,112
Medial	0,799	0,799	0,695	0,906	0,625	0,182	0,611	0,374	0,767
Posteromedial	0,838	0,475	0,459	0,091	0,019*	0,433	0,244	0,767	0,767
Posterior	0,445	0,610	0,760	0,182	0,045*	0,083	0,075	0,300	0,220
Posterolateral	0,262	0,507	0,231	0,333	0,563	0,049*	0,038*	0,062	0,054
Lateral	0,799	0,646	0,931	0,583	0,937	0,899	0,641	0,751	0,966
Anterolateral	0,385	0,646	0,449	0,594	0,450	0,582	0,539	0,767	0,330

Sağlıklılarda yürüyüş sırasında kol yüzdesi ile kol salınımı arasında her iki tarafta herhangi bir ilişki bulunmadı (Tablo 14). Dominant taraf kol yüzdesi ile resiprokal diz maksimum fleksiyonu, diz hareket sınırı ve kontralateral kalça hareket sınırı, diz maksimum fleksiyonu arasında orta kuvvette negatif yönde ilişki bulundu. Nondominant taraf kol yüzdesi ile aynı taraf diz maksimum fleksiyonu ile diz hareket sınırı ve karşı taraf diz maksimum fleksiyonu arasında orta kuvvette negatif yönde ilişki bulundu (Tablo 15).

Tablo 14. Kol ağırlık yüzdesinin üst ekstremite kinematikleri ile ilişkisi.

		Omuz hareket sınırı		Omuz maksimum fleksiyonu		Omuz maksimum ekstansiyonu		Dirsek hareket sınırı		Dirsek maksimum fleksiyonu		Dirsek maksimum ekstansiyonu	
		NT	DT	NT	DT	NT	DT	NT	DT	NT	DT	NT	DT
NT KOL YÜZDESİ	**r**	,316	,164	,114	,164	,114	,068	-,196	,072	-,067	-,014	-,330	,193
	p	,201	,515	,654	,515	,654	,788	,435	,775	,791	,955	,181	,443
DT KOL YÜZDESİ	**r**	,129	,010	,305	,010	,305	,236	,107	,312	,180	,253	-,429	-,015
	p	,610	,969	,219	,969	,219	,345	,671	,207	,476	,312	,075	,951

NT: Nondominant taraf; DT: Dominant taraf

*p<0,05

		Kalça hareket sınırı		Kalça maksimum fleksiyonu		Kalça maksimum ekstansiyonu		Diz hareket sınırı		Diz maksimum fleksiyonu	
		NT	DT	NT	DT	NT	DT	NT	DT	NT	DT
NT KOL YÜZDESİ	r	-,406	-,352	-,073	,212	-,350	-,280	-,537	-,391	-,537	-,551
	p	,095	,152	,773	,399	,154	,260	,022	,108	,022	,018
DT KOL YÜZDESİ	r	-,498	-,439	-,252	,009	-,291	-,442	-,508	-,384	-,508	-,580
	p	,035	,068	,313	,971	,241	,066	,031	,116	,031	,012

Tablo 15. Kol ağırlık yüzdesinin alt ekstremite kinematikleri ile ilişkisi.

NT: Nondominant taraf; DT: Dominant taraf

*p<0,05.

Hem dominant hem nondominant taraf kol yüzdesi ile nondominant taraf ayak açısı arasında pozitif bir korelasyon olduğu görüldü (Tablo 16).

Tablo 16. Kol ağırlık yüzdesinin yürüyüşün zaman- mesafe karakteristikleri ile ilişkisi.

		Adım uzunluğu		Çift adım uzunluğu		Destek yüzeyi		Ayak açısı		Yürüyüş hızı	Yürüyüş kadansı
		NT	DT	NT	DT	NT	DT	NT	DT		
NT KOL YÜZDESİ	r	,184	,021	,145	,024	-,029	,072	,527	,373	-,195	-,466
	p	,465	,935	,567	,925	,909	,776	,025*	,127	,438	,051
DT KOL YÜZDESİ	r	,320	,134	,279	,183	,021	,017	,674	,267	,077	-,151
	p	,195	,595	,263	,468	,935	,948	,002*	,284	,760	,549

NT: Nondominant taraf; DT: Dominant taraf

*p<0,05.

Yıldız yer değiştirme testinde dominant taraf kol yüzdesi ile nondominant taraf lateral yöndeki skor arasında ilişki olduğu belirlendi (Tablo 17).

		Anterior		Anteromedial		Medial		Posteromedial		Posterior		Posterolateral		Lateral		Anterolateral	
		NT	DT	NT	DT	NT	DT	NT	DT	NT	DT	NT	DT	NT	DT	NT	DT
NT KOL YÜZDESİ	**r**	,207	,111	-,024	,037	-,392	,038	-,258	-,030	-,072	-,175	-,051	-,280	,217	-,122	,076	,438
	p	,410	,661	,925	,885	,107	,882	,301	,906	,776	,488	,842	,261	,387	,629	,763	,069
DT KOL YÜZDESİ	**r**	,402	,194	,215	,246	-,177	,298	,053	,248	,242	,070	,334	,031	,477	,193	,241	,345
	p	,099	,441	,392	,325	,483	,231	,836	,321	,334	,782	,176	,903	,045*	,444	,336	,161

Tablo 17. Kol ağırlık yüzdesinin yıldız yer değiştirme testi ile ilişkisi.

NT: Nondominant taraf; DT: Dominant taraf, *p<0,05.

Sağlıklılarda ve protezsiz iken amputelerde kol salınımı ile alt ekstremite kinematikleri arasında ilişki bulunmamıştır. Ancak protezli iken, ampute taraf kol salınımı ile sağlam taraf ve ampute taraf kalça maksimum fleksiyonu ve kalça hareket sınırı arasında negatif yönde kuvvetli ilişki bulunmuştur (Tablo 18-20).

		Kalça hareket sınırı		Kalça maksimum fleksiyonu		Kalça maksimum ekstansiyonu		Diz hareket sınırı		Diz maksimum fleksiyonu	
		NT	DT	NT	DT	NT	DT	NT	DT	NT	DT
NT KOL SALINIMI	r	,020	-,038	,418	-,081	-,184	-,060	-,116	,126	-,116	-,041
	p	,938	,880	,084	,749	,465	,813	,648	,618	,648	,871
DT KOL SALINIMI	r	,013	-,106	,286	-,152	-,202	-,191	-,183	,046	-,183	-,092
	p	,958	,674	,250	,547	,421	,447	,468	,855	,468	,717

Tablo 18. Sağlıklılarda kol salınımı ile alt ekstremite kinematikleri ilişkisi.

NT: Nondominant taraf; DT: Dominant taraf

*p<0,05.

Tablo 19. Amputelerde protezsiz kol salınımı ile alt ekstremite kinematikleri ilişkisi.

		Kalça hareket sınırı		Kalça maksimum fleksiyonu		Kalça maksimum ekstansiyonu		Diz hareket sınırı		Diz maksimum fleksiyonu	
		AT	ST	AT	ST	AT	ST	AT	ST	AT	ST
AT KOL SALINIMI	r	-,161	-,077	-,462	-,312	-,039	0,000	-,441	-,186	-,441	-,186
	p	,618	,812	,131	,324	,905	1,000	,152	,564	,152	,564
ST KOL SALINIMI	r	,385	,643	,140	,084	,488	,455	,217	,168	,217	,168
	p	,217	,024*	,665	,795	,108	,138	,499	,601	,499	,601

AT: Ampute taraf; ST: Sağlam taraf

*p<0,05.

Tablo 20. Amputelerde protezli kol salınımı ile alt ekstremite kinematikleri ilişkisi.

		Kalça hareket sınırı		Kalça maksimum fleksiyonu		Kalça maksimum ekstansiyonu		Diz hareket sınırı		Diz maksimum fleksiyonu	
		AT	ST	AT	ST	AT	ST	AT	ST	AT	ST
AT KOL SALINIMI	r	-,775	-,741	-,859	-,690	-,275	,007	,088	-,021	,088	-,021
	p	,003*	,006*	,000*	,013*	,388	,983	,785	,948	,785	,948
ST KOL SALINIMI	r	,497	,385	,273	,420	,350	,259	,420	,378	,420	,378
	p	,101	,216	,391	,175	,265	,417	,174	,226	,174	,226

AT: Ampute taraf; ST: Sağlam taraf

*p<0,05.

Kol salınımının yürüyüşün zaman mesafe karakteristikleri ile ilişkisi incelendiğinde amputelerde sadece protezli iken ampute taraf kol salınımı ile sağlam taraf ayak açısı arasında pozitif yönde kuvvetli bir ilişki bulunmuş, protezli ve protezsiz kol salınımı ile diğer yürüyüş parametreleri arasında ilişki görülmemiştir (Tablo 21-22). Sağlıklılarda ise nondominant taraf kol salınımı ile hem dominant hem nondominant taraf adım uzunluğu ve çift adım uzunluğu arasında orta kuvvette pozitif yönde ilişki olduğu belirlenmiştir (Tablo 23).

Tablo 21. Amputeler protezli iken kol salınımı ile yürüyüşün zaman- mesafe karakteristikleri ilişkisi.

		Adım uzunluğu		Çift adım uzunluğu		Destek yüzeyi		Ayak açısı		Yürüyüş hızı	Yürüyüş kadansı
		AT	ST	AT	ST	AT	ST	AT	ST		
AT KOL SALINIMI	r	-,099	-,275	-,141	-,211	-,416	-,486	,373	,615	-,197	-,063
	p	,760	,388	,662	,510	,179	,109	,232	,033*	,539	,845
ST KOL SALINIMI	r	,483	,469	,531	,524	,399	,371	,210	,070	,427	,161
	p	,112	,124	,075	,080	,199	,236	,513	,828	,167	,618

AT: Ampute taraf; ST: Sağlam taraf

*p<0,05.

Tablo 22. Amputeler protezsiz iken kol salınımı ile yürüyüşün zaman- mesafe karakteristikleri ilişkisi.

		Adım uzunluğu		Çift adım uzunluğu		Destek yüzeyi		Ayak açısı		Yürüyüş hızı	Yürüyüş kadansı
		AT	ST	AT	ST	AT	ST	AT	ST		
AT KOL SALINIMI	r	,112	,112	,070	,021	-,364	-,287	,074	,270	,035	-,161
	p	,729	,729	,829	,948	,245	,366	,820	,396	,914	,618
ST KOL SALINIMI	r	,343	,385	,406	,406	,105	,070	,396	,123	-,049	-,399
	p	,276	,217	,191	,191	,746	,829	,202	,704	,880	,199

AT: Ampute taraf; ST: Sağlam taraf

*p<0,05.

Tablo 23. Sağlıklılarda kol salınımı ile yürüyüşün zaman- mesafe karakteristikleri ilişkisi.

		Adım uzunluğu		Çift adım uzunluğu		Destek yüzeyi		Ayak açısı		Yürüyüş hızı	Yürüyüş kadansı
		NT	DT	NT	DT	NT	DT	NT	DT		
NT KOL SALINIMI	r	,474	,505	,519	,479	,108	,161	,229	,409	,359	-,275
	p	,047*	,032*	,027*	,044*	,668	,523	,360	,092	,143	,269
DT KOL SALINIMI	r	,395	,391	,443	,401	,197	,269	,239	,281	,356	-,198
	p	,104	,108	,066	,099	,433	,280	,340	,258	,147	,430

NT: Nondominant taraf; DT: Dominant taraf

*p<0,05.

Kol salınımı ile denge arasındaki ilişki incelendiğinde protezsiz iken sağlam taraf üzerinde yıldız yer değiştirme testinde sağlam taraf kol salınımı ile posteromedial yönde pozitif ilişki bulunmuştur (Tablo 24). Protezli iken sağlam taraf kol salınımı ile denge testinde hiçbir yönde ilişki bulunmamış ancak, sağlam taraf üzerinde iken ampute taraf kol salınımı ile anteromedial ve lateral yönde ilişki gösterilmiştir. Protezli iken ampute taraf üzerinde yapılan yıldız yer değiştirme testinde ampute taraf kol salınımı ile posterolateral, lateral ve anterolateral yönlerde pozitif yönde kuvvetli ilişki bulunmuştur (Tablo 25). Sağlıklılarda ise kol salınımı ile yıldız yer değiştirme testi arasında hiçbir yönde ilişki bulunmamıştır (Tablo 26).

Tablo 24. Amputeler **protezsiz** iken kol salınımı ile yıldız yer değiştirme denge testi ilişkisi.

		Anterior		Anteromedial		Medial		Posteromedial		Posterior		Posterolateral		Lateral		Anterolateral	
		AT	ST	AT	ST	AT	ST	AT	ST	AT	ST	AT	ST	AT	ST	AT	ST
AT KOL SALINIMI	r	-,533	-,476	-,441	-,392	-,252	-,126	-,161	,147	,049	,119	,553	,308	,203	,224	-,042	-,014
	p	,074	,118	,152	,208	,430	,697	,618	,649	,880	,713	,062	,331	,527	,484	,897	,966
ST KOL SALINIMI	r	,056	-,056	,161	,077	,196	,308	,266	,580	,133	,119	-,333	-,028	-,238	,035	,343	,105
	p	,862	,863	,618	,812	,542	,331	,404	,048*	,681	,713	,291	,931	,457	,914	,276	,746

AT: Ampute taraf; ST: Sağlam taraf

*p<0,05.

Tablo 25. Amputeler **protezli** iken kol salınımı ile yıldız yer değiştirme denge testi ilişkisi.

		Anterior		Anteromedial		Medial		Posteromedial		Posterior		Posterolateral		Lateral		Anterolateral	
		AT	ST	AT	ST	AT	ST	AT	ST	AT	ST	AT	ST	AT	ST	AT	ST
AT KOL SALINIMI	r	,106	-,519	-,458	-,804	-,324	-,423	-,183	-,275	-,155	-,180	,663	,321	,670	,585	,718	,542
	p	,744	,084	,135	,002*	,304	,171	,569	,388	,631	,576	,019*	,309	,017*	,046*	,009*	,069
ST KOL SALINIMI	r	,238	,347	,420	,315	,392	,273	,175	,126	,301	,375	-,319	,095	,018	-,133	-,028	-,035
	p	,457	,269	,175	,318	,208	,391	,587	,697	,342	,230	,313	,770	,957	,681	,931	,914

AT: Ampute taraf; ST: Sağlam taraf

*p<0,05.

		Anterior		Anteromedial		Medial		Posteromedial		Posterior		Posterolateral		Lateral		Anterolateral	
		NT	DT	NT	DT	NT	DT	NT	DT	NT	DT	NT	DT	NT	DT	NT	DT
NT KOL SALINIMI	r	,361	,240	-,207	,072	-,317	-,339	-,278	-,346	-,225	-,115	-,322	-,253	-,026	-,032	,060	,386
	p	,141	,338	,411	,776	,200	,169	,264	,159	,369	,650	,192	,310	,919	,899	,813	,114
DT KOL SALINIMI	r	,446	,075	-,193	,138	-,364	-,332	-,256	-,341	-,143	-,077	-,201	-,319	-,009	-,037	,010	,337
	p	,063	,766	,443	,584	,137	,178	,305	,166	,570	,760	,423	,196	,971	,883	,968	,172

Tablo 26. Sağlıklılarda kol salınımı ile yıldız yer değiştirme denge testi ilişkisi.

NT: Nondominant taraf; DT: Dominant taraf

*p<0,05.

5. TARTIŞMA/SONUÇ

Üst ekstremite amputasyonunun, protez kullanımının ve kol salınımının yürüyüşün zaman mesafe karakteristikleri, yürüyüş kinematikleri ve denge üzerine etkilerinin belirlenmesi amacıyla yürütülen çalışmanın sonucunda, üst ekstremitenin olmayışının ve buna bağlı olarak kol salınımının azalmasının, amputelerde yürüyüşün pek çok değişkeni üzerinde olumsuz etki ortaya çıkardığı, protezli iken kol salınımının daha az olmasının yürüyüş ve dengeyi olumsuz etkilediği gösterilmiştir.

5.1 Yürüyüşte Üst ve Alt Ekstremite Kinematikleri

Çalışma kapsamında üst ekstremite amputasyonunun protezli ve protezsiz alt ve üst ekstremite kinematiklerini etkileyip etkilemediği incelenmiş ve sonuçta, özellikle üst ekstremite kinematiklerinin farklı düzeylerde etkilendiği görülmüştür.

Amputelerde yürüyüş sırasında, sağlam taraf ile ampute taraf arasında protezli ve protezsiz kol salınımı açısından fark olduğu görülmüş ve bu sonucun, sağlam taraf üst ekstremitenin fonksiyonel aktivitelerde kullanılması, soket sınırlarının omuz eklem hareketini kısıtlaması ve dirsek ekleminin yetersiz hareketinden kaynaklandığı düşünülmüştür. Ayrıca, kendine bakım ve günlük yaşam aktivitelerinde tek el ile pek çok fonksiyona adaptasyon geliştirmiş olmalarının ve ampute tarafı kullanma gerekliliğinin minimum düzeyde olmasının ampute taraf protezli ya da protezsiz kol salınımının azalmasına neden olduğu açıktır. Amputeler ile sağlıklılar karşılaştırıldığında, ampute tarafta dirsek maksimum ekstansiyonunun farklı olması, protezin mekanik dirsek ekleminin sabit olması ve kişiye

uygun şekilde ayarlanmış başlangıç pozisyonu ile ilişkili olup, yürüyüş sırasında dirsekte herhangi bir hareket açığa çıkmaması nedeniyle ortaya çıkmış bir sonuç olabilir. Bu nedenle, bu fark istatistiksel olarak anlamlı olmasına rağmen klinik olarak anlamlı değildir.

Amputelerin protezli ve protezsiz iken aynı tarafları karşılaştırıldığında omuz hareketlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark çıkmamış ancak, protezli iken ampute taraf omuz hareket sınırı ve omuz maksimum fleksiyonu azalmıştır. Protezli iken omuz hareket sınırında yaklaşık 5 derece, omuz maksimum fleksiyonunda ise yaklaşık 9 derece olan bu azalmanın nedenleri arasında;

- Dirsek üstü amputelerinde güdük boyuna bağlı olarak soket sınırlarının akromionu içine alması ve omuz hareketlerinin limitlenmesi

- Protezin biyomekaniksel ayarları ile omuz ekleminin hareketine izin veren bir mekanizma olmaması ve

- Protez tipi sayılabilir.

Çalışmamızdaki dirsek üstü amputasyonlu bireylerin protezleri myoelektrik(mekanik dirsek eklemli), mekanik fonksiyonel ve pasif protez olup dirsek ekleminin yürüyüş sırasında kullanımı mümkün değildir. Omuz hareketleri de soket sınırları nedeniyle protezli iken kısıtlanmıştır.

Alt ekstremite kinematikleri açısından bulgularda belirtilen istatistiksel farklılıkların ortalama 1,3-3,25 dereceden kaynaklandığı, bu farkların ölçüm kaynaklı olabileceği ve bu nedenle göz ardı edilebileceği düşünülmektedir. Bununla beraber yürüyüş sırasında amputelerde protezli iken ampute taraf kol salınımı ile her iki kalça hareket sınırı ve kalça maksimum fleksiyonunda görülen kuvvetli ilişki göz ardı edilemeyecek düzeydedir. Aslında amputelerin protezli iken azalan kol salınımını kalça hareketlerini artırarak kompanse ettiği düşünülmektedir. 2 boyutlu kinematik değerlendirmelerde gövde ve pelvisin hareketleri ve rotasyonel üst ve alt ekstremite hareketlerinin değerlendirilmesi mümkün olamadığından, kol salınım kısıtlanmasının yorumu eldeki veriler dikkate alınarak yapılmıştır. 3 boyutlu analizler ile özellikle gövde, pelvis ve ekstremitelere ait kinematik verilerin kapsamlı elde edilmesi kesin sonuçlar açısından önemlidir.

5.2 Yürüyüşün zaman mesafe karakteristikleri

Ampute taraf üst ekstremite kol salınımının yetersiz olması, yürüyüş sırasında resiprokal alt ekstremitenin adım uzunluğunda azalmayla sonuçlanmıştır. Çalışmalarda da çift adım uzunluğu, adım uzunluğu ve yürüyüş hızının azalmasının kol salınım amplitüdünün azalmasından kaynaklandığı gösterilmiştir (Eke-Okoro vd. , 1997; Mirek vd. , 2016).

Amputelerde hem protezli hem protezsiz ayak açılarının sağlıklılardan daha fazla oluşunun, dinamik dengenin sağlanması için geliştirilen bir strateji olduğu düşünülmektedir. Kol hareketlerinin yürüyüş sırasında denge kontrolünde etkisinin önemli bir role sahip olduğu yapılan çalışmalarda bildirilmiştir (Collins vd. , 2009; Galli vd. , 2014; Pontzer vd. , 2009). Yürüyüş sırasında pertürbasyonları takiben de stabilitesinin sağlanmasında kol salınımının katkı sağladığı gösterilmiştir. Kol salınımının vertikal yöndeki açısal momentleri ve yer reaksiyon kuvvetlerini azaltarak stabiliteye yardımcı olduğu belirtilmiştir (Elftman, 1939; Mirek vd. , 2016; Mirelman vd. , 2015). Çalışmamızda unilateral dirsek üstü amputelerde ampute tarafta azalan kol salınımının denge açısından yarattığı olumsuz etki, yürüyüş sırasında artan ayak açıları ile destek yüzeyinin artırılması sonucunda nötralize edilmiş olabilir.

Adım genişliği açısından hem grup içi (protezli-protezsiz) hem gruplar arası (ampute-sağlıklı) karşılaştırmada fark olmayışı, kol salınım azalmasının sagital düzlemde bir yetersizlik olmasından ve bu yetersizliğin frontal düzlemde herhangi bir etki yaratmamasından kaynaklandığı düşünülebilir. Adım genişliği yürüyüş stabilitesi ve dengeyi gösteren önemli bir değişkendir. Çalışmada denge testi ile elde edilen sonuçlar göz önüne alındığında da özellikle medial ve lateral yönlerde gruplarda farklılık olmaması adım genişliğinde farkın olmayışını açıklayan önemli bir bulgudur. Çalışmamızda adım genişliği değişkeninde fark olmayışı, kol salınımının mediolateral yürüyüş stabilitesini etkilemediği yönündeki bir çalışmanın sonucu ile benzerlik göstermektedir (Delabastita vd. , 2016). Bu durumun aksine mediolateral yönde stabilitenin artmasının destek yüzeyinin artırılmasından ziyade, kol hareketlerinin artışı ile sağlandığı belirtilmiş ve en iyi stabilitenin kol salınımının aşırı olduğu durumlarda gerçekleştiği belirtilmiştir(Collins vd. , 2009; Hu vd. , 2012; Mirelman vd. , 2015; Nakakubo vd. , 2014; Pontzer vd. , 2009; Punt vd. , 2015). Yapılan çoğu çalışmada var olan ekstremite ve doğal kol salınımının simülasyon ile artırılması veya azaltılması sözkonusudur. Sağlıklılarda kol salınımının değiştirilmesi kişinin üst ekstremite hareketlerinde kısa süreli değişim yaratmakta ve böyle bir simülasyonun yürüyüş ve denge sırasında gerçek bir patolojik durumu yansıtmadığı söylenebilir. Bu nedenle çalışmamız, bir üst ekstremite kaybı sonrası var olan kol salınımı ile yürüyüş gerçekleştiren ampute bireylerde, yürüyüş değişkenleri üzerine kol salınımının etkilerini gösteren, gerçek patolojinin ortaya konduğu tek çalışmadır.

Amputelerin yürüyüş hızı ve kadans açısından sağlıklılardan daha yavaş olması, sağlıklılarla karşılaştırmalı çoğu kas-iskelet sistemi problemi, nörolojik ya da ortopedik problemi olan hasta gruplarının sonuçlarıyla benzer özellik göstermektedir (Hof vd. , 2002; Nene vd. , 1999; RomkesBracht-Schweizer, 2017; Schwartz vd. , 2008; van der Linden vd. , 2002). Bununla birlikte çalışmamızda amputasyonlu olguların sonuçlarının normal sınırlar içerisinde olduğu da göz ardı edilmemelidir.

Normal yürüyüş sırasında kol ve bacak döngü frekansı aynı oranda (1/1) bulunmuştur (Wannier vd. , 2001). Çalışmamızda amputelerdeki kol salınım frekansının azalmasının da buna bağlı olarak yürüyüş hızının azaltılmasında etkili olduğu düşünülebilir. Murray ve ark yaptıkları çalışmada serbest yürüyüşte kol hareketlerinin detaylı tanımlamasını yapmışlar ve kol salınım amplitüdünün artmasının hızı da artırdığını göstermişlerdir (Murray vd. , 1967).

Kol ağırlığının ilave ağırlıkla artırıldığı parkinsonlu hastalarda kadans, yürüyüş hızı ve çift adım uzunluğunda artış görülmüştür (Yoon vd. , 2016). Çalışmamızda da kol ağırlığının olmaması ve salınımın azalmasının benzer şekilde üst ekstremite amputelerinde yürüyüş hızının azalmasına neden olduğu düşünülmektedir. Protezli iken protez ilave bir ağırlık olarak düşünülebilir ancak, protezin ağırlığı kaybedilen ekstremite ağırlığından daha az olup, kullanılan süspansiyon sistemleri sayesinde ağırlığın tolere edilebilmesinde rahatlık ve protez ile bütünlük sağlaması nedeniyle, anatomik yapının bir devamı olarak ilave edilen ağırlık durumu ile benzerlik göstermemektedir.

Kol salınımının dengeyi fasilite ettiği çalışmalarda gösterilmiştir (Bruijn vd. , 2010; Pijnappels vd. , 2010). Kol salınımı azalan amputelerde yürüyüş stabilitesinin adım genişliğinin artması ile kompanse edileceği düşünülmüş ancak sağlıklılardan farklılık göstermemiştir. Benzer şekilde serebral palsili çocuklarda yapılan bir çalışmada kol salınımı kısıtlandığında adım genişliğinin değişmediği gösterilmiştir (Delabastita vd. , 2016). Çalışmamızda da kol salınımının ampute tarafta azaldığı ancak stabilite için adım genişliği değişkeninde herhangi bir farklılık olmadığı görülmüştür. Kol salınımının yürüyüşteki stabilite üzerine etkisinin gösterildiği bir çalışmada aşırı kol salınımı olduğunda mediolateral yönde stabilitenin arttığı ve en iyi stabilitenin de adım genişliği artması ile değil aşırı kol salınımı boyunca oluştuğu belirlenmiştir (Collins vd. , 2009). Yürüyüşte azalan kol salınımlarının stabilite üzerindeki olumsuz etkisinin amputelerde protezli ve protezsiz iken daha kısa adımlar ile yürüyerek kompanse edildiği düşünülmektedir (Hausdorff, 2004). Yürüyüş stabilitesinde yürüyüş hızının etkisinin gösterildiği çalışmalar yapılmış ancak ilişki net olarak ortaya konmamıştır (Bruijn vd. , 2013; Bruijn vd. , 2009; DingwellMarin, 2006; EnglandGranata, 2007). Çalışmamızda kol salınımı azalan amputeler sağlıklılar ile karşılaştırıldığında yürüyüş hızlarının düşük olmasının yürüyüş stabilitesine katkı sağladığı düşünülmektedir.

Sağlıklı yetişkinlerde kol salınımının engellendiği bir çalışmada ekstremiteler arası koordinasyon ve kadans ile ilişkili değişiklikler gösterilmiştir (Ford vd. , 2007). Çalışmamızda da kol salınımının azaldığı amputelerde protezli ve protezsiz iken kadans sağlıklılardan daha az bulunmuştur.

5.3. Denge Değişkenleri

Literatür bilgisi olarak üst ekstremite amputelerinin sağlıklılara göre dengelerinin olumsuz yönde etkilendiği bilinmektedir. Oysaki çalışmamızdan elde edilen bilgiler, özellikle posterolateral yönde etkilenimin bu bilgiyi desteklediği ancak, anterior yönde amputelerin dengelerinin daha iyi olduğu dikkati çekmektedir. Amputeler protezsiz iken posterior ve posteromedial yönlerde daha iyi bir denge varlığı göstermiştir.

Yıldız yer değiştirme testi sonuçları incelendiğinde, protezli ve protezsiz iken ampute taraf posteromedial ve posterior yönlerde istatistiksel olarak fark olmamasına rağmen, protezsiz yer değiştirmenin daha fazla olduğu görüldü. Protezsiz iken bu yönlerdeki yer değiştirme mesafesinin artmış oluşunun, ampute taraf kol hareketinin protezsiz iken daha fazla olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Çalışmalarda en iyi stabilitenin aşırı kol salınımının olduğu durumlarda gerçekleştiği gösterilmiştir(Collins vd. , 2009; Hu vd. , 2012; Mirelman vd. , 2015; Nakakubo vd. , 2014; Pontzer vd. , 2009; Punt vd. , 2015). Buna karşın Collins ve ark. farklı kol salınımları arasında stabilite açısından fark bulunmadığını göstermişlerdir (Collins vd. , 2009). Çalışmamızda ise, protezli ve protezsiz iken amputeler sağlıklılar ile karşılaştırıldığında; anterior yönde amputelerin dengesinin daha iyi sağlanmış olduğu belirlenmiş ve bu sonucun; kol kaybı nedeniyle elin belde pozisyonlanamaması, serbest hareketin ortaya çıkması ve test sonucu açısından avantaj oluşturmasından kaynaklanabileceği görüşüne varılmıştır. Posterior ve posterolateral yönde ise, amputelerin sağlıklılara göre daha az yer değiştirmelerinin bu yönlerde görsel geribildirimin olmamasından kaynaklandığı tahmin edilmektedir.

Sağlıklılar ve protezsiz iken amputelerde denge değerlendirmesi ile kol salınımı arasındaki ilişki incelendiğinde, her iki durumda da kol salınımının anterior ve posterior yönlerde denge üzerine herhangi bir etkisinin olmadığı görülmüştür. Sağlıklılarda test pozisyonu gereği (eller belde), kol salınımının olmaması, protezsiz iken amputelerde ise yeterince kol salınımının olmaması bu sonuca yansımış olabilir. Medial ve lateral yönlerde ise, sadece protezli iken amputelerde kol salınımının dengeyi olumsuz etkilediği belirlenmiştir. Bu duruma, protezle kol salınımının yanı sıra gövde ve pelvis hareketlerinin de etki etmesi yol açmış olabilir. Ancak, bu sonuca varabilmek için yıldız yer değiştirme testi sırasında yapılacak 3D analizler ile gövde ve pelvisteki hareketlerin ve kol salınımının test sırasındaki durumunun tam olarak belirlenmesi önem taşımaktadır.

Kol salınımının yürüyüş stabilitesi üzerine etkisinin incelendiği çalışmalarda, kol salınımının en fazla olduğu durumda, yürüyüşün önemli ölçüde daha stabil olduğu gösterilmiştir (Collins vd. , 2009; Pontzer vd. , 2009). Bu konuda literatüre katkı sağlaması

adına, çalışmamızda üst ekstremite amputelerde dinamik aktivitelerde sagital plandaki stabilizasyonunda kol salınımının etkisinin olmadığı gösterilmiştir.

5.4 Vücut kompozisyonu

Vücut kompozisyonunun yürüyüş ve denge üzerine etkisi incelendiğinde, dominant ve nondominant taraf kol ağırlık yüzdesinin üst ekstremite kinematiklerine etkisi olmadığı, alt ekstremite kinematiklerini ve ayak açısını olumsuz etkilediği, denge üzerine ise etkisinin olmadığı gösterilmiştir.

Literatürle uyumlu olarak, çalışmamızdan elde ettiğimiz sonuç sağlıklılarda dominant taraf kol ağırlık yüzdesinin, nondominant taraftan fazla olduğudur. Dominantlığın ekstremite boyutlarına önemli etkisi olmasının dominant tarafın fazla kullanımından ve buna bağlı kas kütlesinin etkilenmesinden kaynaklandığı gösterilmiştir (Schell vd. , 1985; Sergi vd. , 2009).

Dominant ve nondominat tarafta farklı olan kol ağırlık yüzdelerinin üst ekstremite kinematikleri ile ilişkili olmadığı görülmüştür. Donker ve ark. kola ağırlık eklenmesinin kol hareketlerini değiştirdiği ve bunun da yürüyüşte ekstremite hareketleri arasındaki ilişkiyi etkileyebileceğini belirtmiştir. Çalışmamızda kol ağırlık yüzdeleri arasında dominantlık nedeniyle oluşan fark minimal bulunmuştur. Bu nedenle ağırlık eklemeyle yapılan çalışmalardan farklı olarak, üst ekstremite kinematikleri üzerinde etki yaratmamıştır (Donker, S. vd. , 2002).

Kol ağırlığı ile yürüyüş ve denge ilişkisinin araştırıldığı herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır. Çalışmamıza dahil edilen sağlıklı bireylerde dominant ve nondominat taraf kol ağırlığı yüzdeleri arasındaki fark ortalama 0,089 olarak belirlenmiştir. Bu farkın, istatistiksel olarak anlamlı olmasının yürüyüş ve denge ile ilgili parametrelerde kesin sonuca gitmek için yeterli olmadığı kanısına varılmıştır. Bu konuda daha çok sayıda katılımcı ile yapılacak çalışmalara ihtiyaç vardır.

5.5. Limitasyonlar

Çalışmanın en önemli limitasyonlarından biri, kol salınımlarının denge üzerindeki etkileri, yıldız yer değiştirme testi sırasındaki kol salınımları üzerinden değil, yürüyüş sırasındaki kol salınımları dikkate alınarak yapılmıştır. Bu nedenle, kol salınımlarının gerçek aktivite sırasındaki yer değiştirmeye etkisi yeterince açıklanamamıştır. Denge değerlendirmesinin

gövde ve üst ekstremitelerde rotasyonel hareketler içermesi nedeniyle özellikle mediolateral yönde yer değiştirme sırasında dengeye olan etkisi değerlendirilememiştir.

Kol salınımlarının gövde ve pelvis hareketlerinden etkilenebileceğinin ifade edilmesi ancak ölçüm yapılamaması limitasyon olarak belirlenmiştir.

5.6. Sonuçlar

Üst ekstremite amputasyonunun, protez kullanımının ve kol salınımının yürüyüşün zaman mesafe karakteristikleri, yürüyüş kinematikleri ve denge üzerine etkilerinin belirlenmesi amacıyla yürütülen çalışmada sonuç olarak, unilateral dirsek üstü amputelerde üst ekstremitenin kısmen olmayışının ve buna bağlı olarak kol salınımının azalmasının yürüyüşün pek çok değişkenini olumsuz etkilediği, denge üzerine etkisinin ise farklı düzeylerde olduğu gösterilmiştir.

Çalışma, üst ekstremite amputelerinde azalan kol salınımının alt ve üst ekstremite kinematiklerini olumsuz etkilediği, özellikle yürüyüş hızı, kadans ve adım uzunluklarını azalttığı gibi literatür ile uyumlu sonuçlarının yanı sıra, anterior ve posterior denge açısından literatürden farklı sonuçların elde edildiği, önemli çıktıları olan tek çalışmadır.

Sonuçlarımız, üst ekstremite amputasyonu sebebiyle gerçek, kalıcı kayba sahip olan ampute bireylerden elde edilmiş olup, simülasyon yapılarak var olan ekstremitenin kısıtlanması ile gerçek olmayan durumlara ait sonuçlardan, bu özelliği nedeniyle de ayrıcalıklıdır. Bu nedenle elde edilen sonuçların litaratüre katkı vereceği, rehabilitasyonunda göz önünde bulundurulduğunda başarı sağlayacağı açıktır.

Hastalık durumlarında, yürüyüş bozukluklarının iyileştirilmesinde göz ardı edilebilen üst ekstremitelerin, rehabilitasyon programına dahil edilmesi ile tedavi başarısı artacak ve sağlıkla ilgili yapılan harcamalar azalacaktır.

Proje kapsamında gerçekleştirilen Yürüyüş ve Denge Kongresinde, elde edilen bu sonuçlar meslektaşlar, öğrenciler ve sağlık profesyonelleriyle paylaşılmıştır. Konuya farkındalık oluşturulmuş, yürüyüş ve denge değerlendirilmelerinin göz ardı edildiği pek çok üst ekstremite etkileniminin olduğu patolojik durumda konunun önemi vurgulanmış ve dikkat çekilmiştir. Elde edilen sonuçlar ve geri dönütler ile rehabilitasyon alanına katkı sağlayacağı, projeye ait sonuçların yaygınlaştırılarak farklın alanlarda yapılacak yürüyüş ve denge çalışmalarına destek olacağı görüşü ortaya çıkmıştır.

Tüm çalışma süreci dikkate alındığında, kapsamı, kullanılan ekipmanlar ve örneklem grubu açısından proje özellikle, ampute rehabilitasyonunda literatürde paylaşılmayan pek çok yürüyüş ve denge değişkenine ait kanıt değeri taşımaktadır.

5.7 Öneriler

Rehabilitasyon profesyonellerine hedef belirlemede yardımcı olabileceği ve süreci kolaylaştıracağı inancıyla; yürüyüş ve denge değerlendirmelerinin üst ekstremite etkilenimi olan tüm patolojik durumlarda dikkate alınması, gövde ve pelvis hareketlerinin göz önünde bulundurulması, amputelerde üst ekstremite kaybının yürüyüş ve denge üzerinde olumlu ya da olumsuz etkilerinin olabileceği düşünülerek rehabilitasyon programlarında iyileştirmeye yönelik yaklaşımların yer alması önerilmektedir.

6. KAYNAKLAR

Anderson, C. (1999). *Adaptation Of Locking Shoulder Joints To Increase Functional Range Of Motion For Bilateral Upper Limb Deficiencies*.

Arellano, C. J., & Kram, R. (2011). "The effects of step width and arm swing on energetic cost and lateral balance during running". *Journal of biomechanics, 44*(7), 1291-1295.

Ballesteros, M. L. F., Buchthal, F., & Rosenfalck, P. (1965). "The pattern of muscular activity during the arm swing of natural walking". *Acta Physiologica, 63*(3), 296-310.

Behrman, A. L., & Harkema, S. J. (2000). "Locomotor training after human spinal cord injury: a series of case studies". *Physical therapy, 80*(7), 688-700.

Behrman, A. L., Teitelbaum, P., & Cauraugh, J. H. (1998). "Verbal instructional sets to normalise the temporal and spatial gait variables in Parkinson's disease". *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry, 65*(4), 580-582.

Bertels, T., Schmalz, T., & Ludwigs, E. (2012). "Biomechanical influences of shoulder disarticulation prosthesis during standing and level walking". *Prosthetics and orthotics international, 36*(2), 165-172.

Bonnard, M., & Pailhous, J. (1991). "Intentional compensation for selective loading affecting human gait phases". *Journal of motor behavior, 23*(1), 4-12.

Bonnefoy-Mazure, A., Sagawa, Y., Lascombes, P., De Coulon, G., & Armand, S. (2013). "Identification of gait patterns in individuals with cerebral palsy using multiple correspondence analysis". *Research in developmental disabilities, 34*(9), 2684-2693.

Bonnefoy-Mazure, A., Sagawa, Y., Lascombes, P., De Coulon, G., & Armand, S. (2014). "A descriptive analysis of the upper limb patterns during gait in individuals with cerebral palsy". *Research in developmental disabilities, 35*(11), 2756-2765.

Bonnefoy-Mazure, A., Turcot, K., Kaelin, A., De Coulon, G., & Armand, S. (2013). "Full body gait analysis may improve diagnostic discrimination between hereditary spastic paraplegia and spastic diplegia: a preliminary study". *Research in developmental disabilities, 34*(1), 495-504.

Borel, S., Schneider, P., & Newman, C. (2011). "Video analysis software increases the interrater reliability of video gait assessments in children with cerebral palsy". *Gait & posture, 33*(4), 727-729.

Bruijn, S. M., Meijer, O. G., Beek, P. J., & van Dieën, J. H. (2010). "The effects of arm swing on human gait stability". *Journal of experimental biology, 213*(23), 3945-3952.

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*(3), 455-462.

Bruijn, S. M., Millard, M., Van Gestel, L., Meyns, P., Jonkers, I., & Desloovere, K. (2013). "Gait stability in children with Cerebral Palsy". *Research in developmental disabilities, 34*(5), 1689-1699.

Bruijn, S. M., van Dieën, J. H., Meijer, O. G., & Beek, P. J. (2009). "Is slow walking more stable?". *Journal of biomechanics, 42*(10), 1506-1512.

Chambers, H. G., & Sutherland, D. H. (2002). "A practical guide to gait analysis". *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons, 10*(3), 222-231.

Collins, S. H., Adamczyk, P. G., & Kuo, A. D. (2009). "Dynamic arm swinging in human walking". *Proceedings of the Royal Society of London B: Biological Sciences, 276*(1673), 3679-3688.

Delabastita, T., Desloovere, K., & Meyns, P. (2016). "Restricted arm swing affects gait stability and increased walking speed alters trunk movements in children with cerebral palsy". *Frontiers in human neuroscience, 10*.

Dingwell, J. B., & Marin, L. C. (2006). "Kinematic variability and local dynamic stability of upper body motions when walking at different speeds". *Journal of biomechanics, 39*(3), 444-452.

Donker, S., Mulder, T., Nienhuis, B., & Duysens, J. (2002). "Adaptations in arm movements for added mass to wrist or ankle during walking". *Experimental brain research, 146*(1), 26-31.

Donker, S. F., Daffertshofer, A., & Beek, P. J. (2005). "Effects of velocity and limb loading on the coordination between limb movements during walking". *Journal of motor behavior, 37*(3), 217-230.

Dorociak, R., Pierce, R., Miranda, R., & Aiona, M. (2003). "Upper extremity and trunk movement during normal gait". *Shriners Hospital for Children Portland, OR. USA.*

Duysens, J., Clarac, F., & Cruse, H. (2000). "Load-regulating mechanisms in gait and posture: comparative aspects". *Physiological reviews, 80*(1), 83-133.

Earl, J. E., & Hertel, J. (2001). "Lower-extremity muscle activation during the Star Excursion Balance Tests". *Journal of Sport Rehabilitation, 10*(2), 93-104.

Eke-Okoro, S. T., Gregoric, M., & Larsson, L.-E. (1997). "Alterations in gait resulting from deliberate changes of arm-swing amplitude and phase". *Clinical Biomechanics, 12*(7-8), 516-521.

Elftman, H. (1939). "The function of the arms in walking". *Human biology, 11*(4), 529.

England, S. A., & Granata, K. P. (2007). "The influence of gait speed on local dynamic stability of walking". *Gait & posture, 25*(2), 172-178.

Ford, M. P., Wagenaar, R. C., & Newell, K. M. (2007). "Arm constraint and walking in healthy adults". *Gait & posture, 26*(1), 135-141.

Galli, M., Cimolin, V., Albertini, G., Piccinini, L., Turconi, A. C., Romkes, J., & Brunner, R. (2014). "Kinematic analysis of upper limb during walking in diplegic children with Cerebral Palsy". *european journal of paediatric neurology, 18*(2), 134-139.

Greitemann, B., Güth, V., & Baumgartner, R. (1996). "Asymmetrie der Haltung und der Rumpfmuskulatur nach einseitiger Armamputation-eine klinische, elektromyographische, haltungsanalytische und rasterphotogrammetrische Untersuchung". *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete, 134*(06), 498-510.

Greittemann, B. (1997). "Amputation und Haltungsassymetrie". *Stuttgard:Enke*.

Gribble, P. (2003). "The star excursion balance test as a measurement tool". *Athletic Therapy Today, 8*(2), 46-47.

Hausdorff, J. (2004). "Stride variability: beyond length and frequency". *Gait & posture, 20*(3), 304.

Hayran, M. (2011). *Sağlık araştırmaları için temel istatistik*: Omega Araştırma.

Hinrichs, R. N. (1990). Whole body movement: coordination of arms and legs in walking and running *Multiple muscle systems* (pp. 694-705): Springer.

Hof, A., Elzinga, H., Grimmius, W., & Halbertsma, J. (2002). "Speed dependence of averaged EMG profiles in walking". *Gait & posture, 16*(1), 78-86.

Hogan, N., & Sternad, D. (2009). "Sensitivity of smoothness measures to movement duration, amplitude, and arrests". *Journal of motor behavior, 41*(6), 529-534.

Hu, F., Gu, D.-Y., Chen, J.-L., Wu, Y., An, B.-C., & Dai, K.-R. (2012). *Contribution of arm swing to dynamic stability based on the nonlinear time series analysis method.* Paper presented at the Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE.

Huang, X., Mahoney, J. M., Lewis, M. M., Du, G., Piazza, S. J., & Cusumano, J. P. (2012). "Both coordination and symmetry of arm swing are reduced in Parkinson's disease". *Gait & Posture, 35*(3), 373-377.

Iosa, M., Mazzà, C., Pecoraro, F., Aprile, I., Ricci, E., & Cappozzo, A. (2010). "Control of the upper body movements during level walking in patients with facioscapulohumeral dystrophy". *Gait & posture, 31*(1), 68-72.

Jackson, K., Joseph, J., & Wyard, S. (1983). "The upper limbs during human walking. II: Function". *Electromyography and clinical neurophysiology, 23*(6), 435-446.

Jaspers, E., Desloovere, K., Bruyninckx, H., Molenaers, G., Klingels, K., & Feys, H. (2009). "Review of quantitative measurements of upper limb movements in hemiplegic cerebral palsy". *Gait & posture, 30*(4), 395-404.

Kaminski, T. (2007). "The coupling between upper and lower extremity synergies during whole body reaching". *Gait & posture, 26*(2), 256-262.

Kinzey, S. J., & Armstrong, C. W. (1998). "The reliability of the star-excursion test in assessing dynamic balance". *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, 27*(5), 356-360.

Krasovsky, T., Lamontagne, A., Feldman, A. G., & Levin, M. F. (2014). "Effects of walking speed on gait stability and interlimb coordination in younger and older adults". *Gait & posture, 39*(1), 378-385.

Kuhtz-Buschbeck, J. P., & Jing, B. (2012). "Activity of upper limb muscles during human walking". *Journal of Electromyography and Kinesiology, 22*(2), 199-206.

Lamoth, C. J., Meijer, O. G., Wuisman, P. I., van Dieën, 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), E92-E99.

Lewek, M. D., Poole, R., Johnson, J., Halawa, O., & Huang, X. (2010). "Arm swing magnitude and asymmetry during gait in the early stages of Parkinson's disease". *Gait & posture, 31*(2), 256-260.

Meyns, P., Bruijn, S. M., & Duysens, J. (2013). "The how and why of arm swing during human walking". *Gait & posture, 38*(4), 555-562.

Meyns, P., Desloovere, K., Van Gestel, L., Massaad, F., Smits-Engelsman, B., & Duysens, J. (2012). "Altered arm posture in children with cerebral palsy is related to instability during walking". *european journal of paediatric neurology, 16*(5), 528-535.

Meyns, P., Van de Walle, P., Hoogkamer, W., Kiekens, C., Desloovere, K., & Duysens, J. (2014). "Coordinating arms and legs on a hybrid rehabilitation tricycle: the metabolic benefit of asymmetrical compared to symmetrical arm movements". *European journal of applied physiology, 114*(4), 743-750.

Meyns, P., Van Gestel, L., Bruijn, S. M., Desloovere, K., Swinnen, S. P., & Duysens, J. (2012). "Is interlimb coordination during walking preserved in children with cerebral palsy?". *Research in developmental disabilities, 33*(5), 1418-1428.

Meyns, P., Van Gestel, L., Massaad, F., Desloovere, K., Molenaers, G., & Duysens, J. (2011). "Arm swing during walking at different speeds in children with Cerebral Palsy and typically developing children". *Research in developmental disabilities, 32*(5), 1957-1964.

Mirek, E., Kubica, J. L., Szymura, J., Pasiut, S., Rudzińska, M., & Chwała, W. (2016). "assessment of gait Therapy effectiveness in Patients with Parkinson's Disease on the Basis of Three-Dimensional Movement analysis". *Frontiers in neurology, 7*.

Mirelman, A., Bernad-Elazari, H., Nobel, T., Thaler, A., Peruzzi, A., Plotnik, M., . . . Hausdorff, J. M. (2015). "Effects of aging on arm swing during gait: the role of gait speed and dual tasking". *PloS one, 10*(8), e0136043.

Murray, M. P., Sepic, S., & Barnard, E. (1967). "Patterns of sagittal rotation of the upper limbs in walking". *Physical therapy, 47*(4), 272-284.

Nakakubo, S., Doi, T., Sawa, R., Misu, S., Tsutsumimoto, K., & Ono, R. (2014). "Does arm swing emphasized deliberately increase the trunk stability during walking in the elderly adults?". *Gait & posture, 40*(4), 516-520.

Nene, A., Mayagoitia, R., & Veltink, P. (1999). "Assessment of rectus femoris function during initial swing phase". *Gait & posture, 9*(1), 1-9.

Olmsted, L. C., Carcia, C. R., Hertel, J., & Shultz, S. J. (2002). "Efficacy of the star excursion balance tests in detecting reach deficits in subjects with chronic ankle instability". *Journal of athletic training, 37*(4), 501.

Ortega, J. D., Fehlman, L. A., & Farley, C. T. (2008). "Effects of aging and arm swing on the metabolic cost of stability in human walking". *Journal of biomechanics, 41*(16), 3303-3308.

Pijnappels, M., Kingma, I., Wezenberg, D., Reurink, G., & van Dieën, J. H. (2010). "Armed against falls: the contribution of arm movements to balance recovery after tripping". *Experimental brain research, 201*(4), 689-699.

Plotnik, M., Giladi, N., & Hausdorff, J. M. (2007). "A new measure for quantifying the bilateral coordination of human gait: effects of aging and Parkinson's disease". *Experimental brain research, 181*(4), 561-570.

Pontzer, H., Holloway, J. H., Raichlen, D. A., & Lieberman, D. E. (2009). "Control and function of arm swing in human walking and running". *Journal of experimental biology, 212*(4), 523-534.

Popovic, M., Hofmann, A., & Herr, H. (2004). *Angular momentum regulation during human walking: biomechanics and control.* Paper presented at the Robotics and Automation, 2004. Proceedings. ICRA'04. 2004 IEEE International Conference on.

Punt, M., Bruijn, S. M., Wittink, H., & van Dieën, J. H. (2015). "Effect of arm swing strategy on local dynamic stability of human gait". *Gait & posture, 41*(2), 504-509.

Riad, J., Coleman, S., Lundh, D., & Broström, E. (2011). "Arm posture score and arm movement during walking: a comprehensive assessment in spastic hemiplegic cerebral palsy". *Gait & posture, 33*(1), 48-53.

Roemmich, R. T., Field, A. M., Elrod, J. M., Stegemöller, E. L., Okun, M. S., & Hass, C. J. (2013). "Interlimb coordination is impaired during walking in persons with Parkinson's disease". *Clinical Biomechanics, 28*(1), 93-97.

Roggendorf, J., Chen, S., Baudrexel, S., Van De Loo, S., Seifried, C., & Hilker, R. (2012). "Arm swing asymmetry in Parkinson's disease measured with ultrasound based motion analysis during treadmill gait". *Gait & Posture, 35*(1), 116-120.

Romkes, J., & Bracht-Schweizer, K. (2017). "The effects of walking speed on upper body kinematics during gait in healthy subjects". *Gait & posture, 54*, 304-310.

Romkes, J., Peeters, W., Oosterom, A. M., Molenaar, S., Bakels, I., & Brunner, R. (2007). "Evaluating upper body movements during gait in healthy children and children with diplegic cerebral palsy". *Journal of Pediatric Orthopaedics B, 16*(3), 175-180.

Schell, L. M., Johnston, F. E., Smith, D. R., & Paolone, A. M. (1985). "Directional asymmetry of body dimensions among white adolescents". *American journal of physical anthropology, 67*(4), 317-322.

Schwartz, M. H., Rozumalski, A., & Trost, J. P. (2008). "The effect of walking speed on the gait of typically developing children". *Journal of biomechanics, 41*(8), 1639-1650.

Sergi, G., Perissinotto, E., Zucchetto, M., Enzi, G., Manzato, E., Giannini, S., . . . Rinaldi, G. (2009). "Upper limb bone mineral density and body composition measured by peripheral quantitative computed tomography in right-handed adults: the role of the dominance effect". *Journal of endocrinological investigation, 32*(4), 298-302.

Smidt, G. (1990). "Rudiments of gait". *Gait in rehabilitation, GL Smidt, ed., Churchill Linvingstone, New York*, 1-19.

Umberger, B. R. (2008). "Effects of suppressing arm swing on kinematics, kinetics, and energetics of human walking". *Journal of biomechanics, 41*(11), 2575-2580.

van der Linden, M. L., Kerr, A. M., Hazlewood, M. E., Hillman, S. J., & Robb, J. E. (2002). "Kinematic and kinetic gait characteristics of normal children walking at a range of clinically relevant speeds". *Journal of Pediatric Orthopaedics, 22*(6), 800-806.

van Emmerik, R. E. A., & Wagenaar, R. (1996). "Effects of walking velocity on relative phase dynamics in the trunk in human walking". *Journal of biomechanics, 29*(9), 1175-1184.

Wannier, T., Bastiaanse, C., Colombo, G., & Dietz, V. (2001). "Arm to leg coordination in humans during walking, creeping and swimming activities". *Experimental brain research, 141*(3), 375-379.

Webster, K. E., Wittwer, J. E., & Feller, J. A. (2005). "Validity of the GAITRite® walkway system for the measurement of averaged and individual step parameters of gait". *Gait & posture, 22*(4), 317-321.

Yancosek, K. E., Schnall, B. L., & Baum, B. S. (2008). "Impact of upper-limb Prosthesis on Gait: A Case Study". *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics, 20*(4), 163-166.

Yizhar, Z., Boulos, S., Inbar, O., & Carmeli, E. (2009). "The effect of restricted arm swing on energy expenditure in healthy men". *International journal of rehabilitation research, 32*(2), 115-123.

Yoon, J., Park, J., Park, K., Jo, G., Kim, H., Jang, W., . . . Kim, H.-T. (2016). "The effects of additional arm weights on arm-swing magnitude and gait patterns in Parkinson's disease". *Clinical Neurophysiology, 127*(1), 693-697.

Zehr, E. P., & Duysens, J. (2004). "Regulation of arm and leg movement during human locomotion". *The Neuroscientist, 10*(4), 347-361.

Zivotofsky, A. Z., Gruendlinger, L., & Hausdorff, J. M. (2012). "Modality-specific communication enabling gait synchronization during over-ground side-by-side walking". *Human movement science, 31*(5), 1268-1285.

TÜBİTAK
PROJE ÖZET BİLGİ FORMU

Proje Yürütücüsü:	Doç. Dr. SEMRA TOPUZ
Proje No:	115S514
Proje Başlığı:	Üst Ekstremite Amputasyonu ve Protez Kullanımının Denge ve Yürüyüş Üzerine Etkilerinin İncelenmesi
Proje Türü:	1001 - Araştırma
Proje Süresi:	24
Araştırmacılar:	ÖZLEM ÜLGER, FATMA GÜL ŞENER, HİLAL KEKLİCEK
Danışmanlar:	
Projenin Yürütüldüğü Kuruluş ve Adresi:	HACETTEPE Ü. SAĞLIK BİLİMLERİ F. FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON B.
Projenin Başlangıç ve Bitiş Tarihleri:	01/10/2015 - 01/10/2017
Onaylanan Bütçe:	376500.0
Harcanan Bütçe:	352329.6
Öz:	Amaç: Üst ekstremite amputelerinde kol salınımının yürüyüş ve denge üzerine etkilerini göstermekti. Yöntem: 25 unilateral dirsek üstü ampute ile 25 sağlıklı bireyin bilgileri kaydedildi. Bireylerin demografik ve hastalığa ait değerlendirmeleri yapıldı. Ampute (protezli, protezsiz) ve sağlıklıların GAITRite ve Dartfish ile yürüyüş parametreleri, yıldız yer değiştirme denge testi ile dengeleri ve Medigate BoCA-X1 ile sağlıklıların vücut kompozisyonu değerlendirildi. Veriler uygun istatistiksel yöntemlerle analiz edildi. Sonuçlar: Gruplar yaş, boy ve kilo açısından benzerdi. Amputelerde yürüyüş sırasında her iki taraf kol salınımlarının farklı olduğu ve ampute tarafta kol salınımının sağlıklılardan daha az olduğu bulundu. Amputeler sağlıklılarla karşılaştırıldığında kalça fleksiyonunun daha az, adım uzunlukları ve çift adım uzunluklarının daha kısa, ayak açılarının daha fazla, yürüyüş hızı ve kadansın daha düşük olduğu belirlendi. Protezli ve protezsiz yürüyüşün zaman mesafe karakteristikleri benzerdi. Denge açısından amputeler protezli ve protezsiz iken posterior ve posteromedial yönlerde; sağlıklılarla karşılaştırıldığında ise posterolateral ve anterior yönde fark olduğu görüldü. Sağlıklılarda her iki taraf arasında kol ağırlık yüzdesi açısından fark bulunmasına rağmen kol ağırlık yüzdesi ile kol salınımı arasında ilişki bulunmadı. Unilateral dirsek üstü amputelerde kol salınımının azalmasının, diğer üst ekstremitenin fonksiyonel aktivitelerde kullanılması, soket sınırlarının omuz eklem hareketini kısıtlaması ve dirsek ekleminin yetersiz hareketinden kaynaklandığı düşünülmektedir. Yürüyüşte bire bir orandaki kol/bacak döngü frekansının amputelerde azalan kol salınım amplitüdü sonrası kompansasyonu adım uzunluğu, çift adım uzunluğu ve yürüyüş hızında azalma ile gerçekleşmiştir. Azalan kol salınımlarının stabilite üzerindeki olumsuz etkisinin ise amputelerde daha kısa adımlar ile yürüyerek kompanse edildiği görülmüştür. Amputelerin posterior, posteromedial ve posterolateral yönlerde sağlıklılardan daha az yer değiştirmelerinin görsel geribildirimin olmamasından kaynaklanabileceği tahmin edilmektedir. Amputelerin gövdenin çaprazlanmasını gerektiren lateral yönde daha az ilerlemelerinin de, yetersiz omuz ve kol salınımından kaynaklandığı düşünülmektedir. Sonuç olarak, dirsek üstü amputelerde kol salınımının yürüyüş ve denge üzerinde etkili olduğu gösterilmiştir.
Anahtar Kelimeler:	Dirsek üstü amputasyonu, protez, kol salınımı, yürüyüş, denge.
Fikri Ürün Bildirim Formu Sunuldu Mu?:	Hayır

TÜBİTAK