

TC.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ ANABİLİM DALI

**FARKLI MATERYAL KULLANILARAK
YAPILAN TABANLIKLARIN YÜRÜMENİN
KİNETİK VE KİNEMATİK ÖZELLİKLERİ
ÜZERİNE ETKİLERİNİN ARAŞTIRILMASI**

UZMANLIK TEZİ
DR. RAMADAN ÖZMANEVRA

TEZ DANIŞMANI
PROF. DR. İZGE GÜNAL

İZMİR-2015

İÇİNDEKİLER

RESİM VE ŞEKİLLER	II
TABLolar	III
ÖNSÖZ	IV
ÖZET	1
SUMMARY	3
1.GİRİŞ VE AMAÇ	5
2. GENEL BİLGİLER	6
2.1. TABANLIKLAR	6
2.1.1. Tabanlık Çeşitleri.....	9
2.1.2. Üretim Teknikleri	11
2.2. YÜRÜME	12
2.2.1. Giriş	12
2.2.2. Normal Yürüyüş	12
2.2.3. Yürüme Analizi	20
2.2.4. Patolojik Yürüyüşe Neden Olan EN Sık Kas-İskelet Patolojileri	24
3. GEREÇ VE YÖNTEM	26
3.1. Çalışmanın yeri ve tarihi	26
3.2. Olgu Seçimi	26
3.3. Yürüme Analizi	26
3.4. Verilerin Değerlendirilmesi ve İstatistiksel Analiz	28
4. BULGULAR.....	30
5. TARTIŞMA.....	30
6. SONUÇ	60
7. KAYNAKLAR	61

RESİM VE ŞEKİLLER

Resim 1. Yürüme Analizi Sistemi

Resim 2. Çelik tabanlılık

Resim 3. Silikon tabanlılık

Resim 4. Poliüretan tabanlılık

Şekil 1. Yürüme Siklusu

Şekil 2. Basma Fazı

Şekil 3. Topuk teması

Şekil 4. Ayağın tam teması

Şekil 5. Basma fazı ortası

Şekil 6. Topuk ayrılışı

Şekil 7. Parmak ayrılışı

TABLolar

Tablo 1. Tabanlık tedavisinin endike olabileceği durumlar

Tablo 2. Topuk vuruğu fazında kalça eklemi pozisyonunun karşılaştırılması

Tablo 3. Maksimum kalça ekstansiyonunun karşılaştırılması

Tablo 4. Maksimum kalça fleksiyonunun karşılaştırılması

Tablo 5. Topuk vuruğu fazında diz fleksiyonunun karşılaştırılması

Tablo 6. Taban teması fazında diz fleksiyonunun karşılaştırılması

Tablo 7. Orta duruş fazında diz fleksiyonunun karşılaştırılması

Tablo 8. Parmak kalkışında diz fleksiyonunun karşılaştırılması

Tablo 9. Maksimum diz fleksiyonunun karşılaştırılması

Tablo 10. Topuk vuruğuunda ayakbileği pozisyonunun karşılaştırılması

Tablo 11. Taban teması fazında ayakbileği pozisyonunun karşılaştırılması

Tablo 12. Maksimum ayakbileği dorsifleksiyonunun karşılaştırılması

Tablo 13. Maksimum ayakbileği plantar fleksiyonunun karşılaştırılması

Tablo 14. Kalça eklemi ekstansiyon momentinin karşılaştırılması

Tablo 15. Kalça eklemi fleksiyon momentinin karşılaştırılması

Tablo 16. Diz eklemi fleksiyon momentinin karşılaştırılması

Tablo 17. Diz eklemi ekstansiyon momentinin karşılaştırılması

Tablo 18. Ayak bileği dorsifleksiyon momentinin karşılaştırılması

Tablo 19. Ayak bileği plantarfleksiyon momentinin karşılaştırılması

Tablo 20. Yer reaksiyon kuvveti 1. tepe değeri karşılaştırması

Tablo 21. Yer reaksiyon kuvveti orta duruş fazı karşılaştırması

Tablo 22. Yer reaksiyon kuvveti 2. tepe değeri karşılaştırması

ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimim boyunca eğitim ve öğrenimime verdikleri değerli katkılarından dolayı başta Anabilim Dalı Başkanımız Sayın Prof. Dr. Hasan Havitçioğlu olmak üzere tüm hocalarıma teşekkür ederim.

Bu çalışmada beni her zaman destekleyen ve bana yardımcı olan tez danışmanım Sayın Prof. Dr. İzge Günel'a ayrıca teşekkür ediyorum.

Tezimin ilk aşamasından son aşamasına kadar bana her aşamada yardımcı olan Dokuz Eylül Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu öğretim üyesi Sayın Prof. Dr. Salih Angın'a teşekkürlerimi sunarım.

Dr.Y.Emre Bektaş ve Dr.Behzad Saleky'ye tez süresince desteklerinden dolayı ayrıca teşekkür ederim.

Tez süresince yardım ve desteklerini benden esirgemeyen Sayın Ümit Mankır ve Cengiz Hepeyiler'e teşekkürlerimi sunarım.

Benim bu günlere gelmemde büyük emeği olan hayatımın her aşamasında tüm imkanlarını ve desteklerini benden esirgemeyen babam Necip Özmanevra, annem Sevil Özmanevra, anneannem Zübeyde Ramadan ve kardeşlerim Niyazi Özmanevra ile Zübeyde Özmanevra'ya teşekkürlerimi sunarım.

Asistanlık ve tez süresi boyunca her zaman yanımda bulunan ve bana destek olan ailem Ayla, Turgut ve Ulaş Tunçbilek'e çok teşekkür ederim.

Sadece asistanlık ve tez süresi boyunca değil tanıştığım günden itibaren her zaman yanımda olan ve desteğini benden esirgemeyen kıymetli eşim Pınar Tunçbilek Özmanevra'ya sevgilerimi sunuyorum.

DR. RAMADAN ÖZMANEVRA

ÖZET

Tabanlıklar ortopedi pratiğinde sıklıkla reçete edilmektedir. Bunların çoğunluğunu da çelik, silikon ve poliüretandan yapılmış hazır tabanlıklar oluşturmaktadır. Çalışmamızda bu tabanlıkların yürümenin kinematik ve kinetik değişkenleri üzerine ve yürüme sırasında kas aktivitesi üzerine etkilerini araştırmayı amaçladık. Dokuz Eylül Üniversitesi (DEU) Tıp Fakültesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu onayı ve ardından Dokuz Eylül Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Biriminden proje desteği alındıktan sonra çalışmaya başlanmıştır. Çalışmaya araştırmaya başlamadan en az 12 ay öncesine kadar alt ekstremité ağrı ve yaralanması olmayan, konjenital deformite, halluks valgus, malleolar torsiyonu olmayan 18-35 yaş arası gönüllü, sağlıklı 19'u kadın ve 14'ü erkek toplam 33 birey dahil edilmiştir.

Katılımcılara bilgilendirilmiş onam formu okutularak imzalatıldıktan sonra, uygun anatomik bölgelere kızılötesi işaretleyiciler (marker) yerleştirildi. Kızılötesi kameralar yardımıyla markerların izdüşümleriyle oluşturulan eksen bilgisayar sistemine tanıtıldıktan sonra platform üzerinde kendi hızlarıyla yapılan yürüme aktivitesi ayakkabı içerisine yerleştirilen çelik, silikon ve poliüretan tabanlıklarla tekrar edildi ve üç boyutlu yürüme analizi ile yürüyüşün zaman, mesafe, kinetik ve kinematik değerleri incelendi.

Yürüme analizi ile elde edilen değişkenler arasından sagittal düzlemdeki topuk vuruşu fazında kalça eklemi pozisyonu, maksimum kalça ekstansiyonu ve fleksiyonu, topuk vuruşu fazında diz fleksiyonu, orta duruş fazında diz fleksiyonu, parmak kalkışında diz fleksiyonu, maksimum diz fleksiyonu, topuk vuruşunda ayakbileği pozisyonu, taban teması fazında ayakbileği pozisyonu, maksimum ayakbileği dorsifleksiyonu, maksimum ayakbileği plantarfleksiyonu dereceleri ile birlikte kalça eklemi ekstansiyon ve fleksiyon momenti, diz eklemi fleksiyon ve ekstansiyon momenti, ayakbileği dorsifleksiyon momenti, ayakbileği plantarfleksiyon momenti ve yer reaksiyon kuvveti gibi değişkenler istatistiksel analiz için değerlendirmeye alındı.

Değerlendirmeye alınan parametreler arasından maksimum ayakbileği dorsifleksiyonu, maksimum ayakbileği plantar fleksiyonu, parmak kalkışında diz fleksiyonu ve maksimum diz fleksiyonu karşılaştırmalarında istatistiksel

olarak anlamlı farklılıklar saptanmıştır. Tabanlıklar arasında elik tabanlığın ayakbileği dorsifleksiyon artışına daha fazla katkıda bulunduğu, poliüretan tabanlığın ise ayakbileği dorsifleksiyonunu azalttığı ve elik tabanlıkla birlikte maksimum diz fleksiyonunda artış olabileceği saptanmıştır. Ayrıca istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmayan parametlerde de tabanlıklar arasında farklılıklar olabildiği görölmüştür.

Sonuç olarak çalışmamızdan elde ettiğimiz veriler farklı materyallerden yapılan tabanlıkların yürüme üzerine farklı etkiler gösterebileceğini ortaya koymaktadır. Benzer şikayetlerle gelen hastalarda patofizyoloji farklılığına bağlı olarak aynı tabanlığın farklı etkiler gösterebileceğini ve bu gözönünde bulundurularak tabanlık çeşidinin belirlenmesinin hastaya daha fazla yarar sağlayabileceğini düşünmekteyiz. Bununla birlikte istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmayan parametlerde de çalışmadaki katılımcı sayısının artırılması ile anlamlı farklar elde etmek mümkün olabilir. Ayrıca bu bilgiler doğrultusunda hasta grupları ile yapılacak çalışmalar yeni bilgiler elde edilmesine yardımcı olabilir.

SUMMARY

Insoles are frequently prescribed throughout orthopedic practice. Most of them consist of ready-made(fabricated) insoles made of steel, silicone, and polyurethane. What is intended herein is to seek for the effects of these insoles both on the kinematic and kinetic variables of walking, and on the muscular activity during walking. Upon obtaining the approval of the Ethics Committee of Non-Invasive Researches of the Medical Faculty of Dokuz Eylül University (DEU), and receiving project support from the Coordination Unit of Scientific Research Projects of Dokuz Eylül University, we embarked on this study. Total of 33 volunteering and healthy individuals (19 of whom are female, and remaining 14 are male) from the age range of 18-35 having not suffered from lower extremity pain or injury until 12 months prior to the starting date of the research, congenital deformity, hallux valgus, malleolar torsion were admitted to the study.

Upon making the participants read and undersign the acceptance form, markers were attached to the appropriate anatomic regions thereof. Upon identifying the axis formed by the projections of the markers via infrared cameras, the walking activity being carried out on the platform with their own speeds were repeated with the insoles made of steel, silicone, and polyurethane, and the time, distance, kinetic, and kinematic values of the walking activities were assessed by means of three dimensional gait analysis.

Among the variables attained from gait analysis, degrees of hip joint position at the heel strike phase on the sagittal plane, maximum hip extension and flexion, knee flexion at the heel strike phase, knee flexion at the mid-stance phase, knee flexion at the toe off phase, maximum knee flexion, ankle position at the heel strike, ankle position at the plantar contact phase, maximum ankle dorsiflexion, maximum ankle plantar flexion, together with such variables as hip joint extension and flexion moment, knee joint flexion and extension moment, ankle dorsiflexion moment, ankle plantar flexion moment and ground reaction force were taken under consideration for statistical analysis.

Statistically meaningful differences were discerned in the comparisons of maximum ankle dorsiflexion, maximum ankle plantar flexion, knee flexion at

the phase of toe off, and maximum knee flexion among the parameters taken under consideration. It has been determined that, steel insoles contribute more to the increase of ankle dorsiflexion, that polyurethane insoles decrease ankle dorsiflexion, and that maximum ankle dorsiflexion may increase by means of steel insoles. It has further been observed that, there may be differences between the insoles even in terms of the parameters without statistically meaningful differences.

In conclusion, the data we have attained from our study reveal that insoles made of different materials bring about different effects on the walking activity. We suggest that, the same insoles may bring about different effects due to pathophysiological differences in the patients with similar complaints, thus, we further suggest that, determining suitable insoles in view of this fact may be more beneficial for the patients. On the other hand, it is possible to attain meaningful differences even in terms of the parameters without statistically meaningful differences, by way of increasing the number of participants in the study. Besides, the studies to be carried out with patient groups in line with such information may be helpful in attaining new information.

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Çalışmanın amacı, ortopedi pratiğinde sıklıkla reçete edilen, çelik, silikon ve poliüretandan yapılmış hazır tabanlıkların, yürümenin kinematik ve kinetik değişkenleri üzerine ve yürüme sırasında kas aktivitesi üzerine etkilerinin araştırılmasıdır. Hipotezimiz, farklı materyallerden yapılan tabanlıkların yürüme parametreleri üzerine farklı etkileri bulunduğudur. Daha önce yapılmış, literatürde yer alan çalışmalarda, farklı inversiyon açılarına göre yapılan tabanlıkların [1] ya da dokulu veya düz tabanlıkların [2] yürüme paternleri üzerine etkileri karşılaştırılmıştır. Başka bir çalışmada polipropilen ve etinil vinil asetat maddeleri içeren tabanlıkların alt ekstremitte kas aktiviteleri üzerine etkileri karşılaştırılmıştır[3]. Literatürdeki çalışmalarda farklı materyallerden yapılan tabanlıkların bu şekilde (çelik, silikon, poliüretan) karşılaştırılmasına rastlamadık.

Ayak tabanlıkları temel olarak ayak yapısına gelen kuvvetlerin yönünü değiştirerek, ayak ve tabanlık arasındaki basınç dağılımını değiştirebilir. Plantar basınç dağılımının kümülatif olarak yer reaksiyon kuvveti şeklinde nakledilerek yürüme sırasında kalça, diz ve ayakbileği eklemlerinde ortaya çıkan açısal değerlerle birlikte bu eklemlerde ortaya çıkan momentleri ve etkin kuvvetleri, ayrıca kas aktivitesini değiştirdiği yapılan çalışmalarla kanıtlanmıştır.

Çalışma sonucunda elde edilecek verilerle sıklıkla medial longitudinal ark problemlerinde kullanılan tabanlıkların kalça, diz ve ayak bileği eklemlerinde kinematik ve kinetik bakımdan ortaya çıkardığı değişiklikler belirlenerek bu eklemlerde meydana gelen mekanik problemlerin tedavisinde kullanılabileceği (örneğin dizde veya ayak bileğinde osteoartrit) öngörülmektedir. Bu şekilde farklı endikasyonlarda, farklı materyalden yapılmış tabanlık kullanımı standardize edilebilir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 TABANLIKLAR

Tabanlıklar, çeşitli ayak ve alt ekstremitte patolojilerinin tedavisinde 150 yıldan fazla bir süredir kullanılmaktadır[4]. Klinisyenler tarafından, ağrıyı azaltmak, yürüme mekaniğini geliştirmek, ayak ve alt ekstremitte yaralanmaları ile sırt ağrılarının tedavisinde kullanılmaktadır. Deri, mantar ve/veya metalik gibi basit maddelerden ayak ark desteği olarak üretilen tabanlıklar, yıllar içerisinde tedavi amaçlı, doğal ve sentetik maddelerden üretilen tabanlıklar halini almıştır. Sporculardan yaşlılara kadar birçok kişi tarafından tabanlıklar, biyomekanik deformitelere uyum sağlamak ve plantar fasiit gibi çeşitli yumuşak doku inflamasyonlarının tedavisinde spor hekimleri, ayak bakım uzmanları ve ortopedistler tarafından sıkça kullanılmaktadır. Tabanlıklar ayrıca artrit durumlarında ayak ve eklem ağrısını azaltmak için de kullanılmaktadırlar. Medial diz osteoartritinde, düz ya da lateral kama tabanlık kullanımının ağrıyı azalttığını ve fonksiyonu artırdığını gösteren çalışmalar vardır[5].

1845'te, İngiliz ayak cerrahı Durlacher ve çizme yapımcılarının, ayakkabı içerisinde deri kullanımını tanımladığından beri, tıp dünyası ayak ve alt ekstremitenin ağırlı patoloji ve deformitelerinin tedavisinde kullanılmak üzere tabanlıkları tanımlamıştır[4, 6]. Whitman, Roberts, Schuster, Morton, Levy ve Helfet gibi podiatrist ve tıp doktorları, mekanik ayak patolojilerinin tedavisinde kullanılmak üzere tabanlıklar tasarlamak için uğraşmışlardır. Yirminci yüzyılın ilk yarısına kadar belli başlı pratisyenler dışında tabanlıklar kullanılmazken, 1958' de modern tabanlık tedavisi başlamıştır. Kaliforniyalı podiatrist Merton Root, termoplastik tabanlık üretmeye başlamış ve modern ayak tabanlığının reçete edilmesi başlamıştır[7, 8].

Literatürde tabanlıkların tedavi edici etkileriyle ilgili çalışmalar vardır. Bu çalışmalarda, katılımcıların şikayetlerinin azaldığı gösterilmiştir[9, 10].

1950'lerin sonunda 1960'ların başında Root ve çalışma arkadaşları, ideal veya normal ayak ve alt ekstremitte yapısına dayanan, subtalar eklem nötral pozisyonunu ayağın referans pozisyonu olarak kullandıkları, bir sınıflama

sistemi geliştirdiler[7, 8, 11, 12]. İlk kez 1987'de Kirby, anormal STJ(subtalar eklem) rotasyonel kuvvetlerin ayak ve alt ekstremitedeki mekanik nedenli patolojilerden sorumlu olduğunu öne sürdü[13].

1992'de Kirby ve Green tabanlıkların, yüklenme aktiviteleri sırasında ayak tabanına etkiyen yer reaksiyon kuvvetinin, mekanik aksiyonlarıyla ortaya çıkan subtalar eklem momentlerini değiştirdiğini öne sürmüşlerdir. Ayrıca Kirby tarafından, kronik peroneal tendinopati ve kronik ayak bileği inversiyon burkulmaları gibi, aşırı eksternal subtalar eklem supinasyon momentiyle sonuçlanan ayak ve alt ekstremitte patolojilerinin, ayağa etkiyen yer reaksiyon kuvvetinin anormal laterale deviye subtalar eklem aksıyla etkileşimde olduğu ortaya atılmıştır[13-15]. Bu anormal subtalar eklem supinasyon momentlerinin topuk medialine tabanlık yerleştirilerek tedavi edilmesi önerilmiştir[16]. Tabanlıkların önemli etkileri arasında, ayak ve alt ekstremitte kinetik ve kinematiklerini değiştirmesi, alt ekstremitte kas aktivitesini değiştirmesi, postural stabiliteyi düzeltmesi ve plantar kuvvet ve basıncı azaltması sayılabilir.

Tabanlıkların, ayak ve alt ekstremitte kinetik ve kinematiklerini değiştirdiği çeşitli çalışmalarda gösterilmiştir[17-19]. Koşmaya ek olarak, tabanlıkların yürümenin biyomekaniğini de etkilediği gösterilmiştir. 12 ay tabanlık kullanan romatoid artrit hastalarında, arka ayak eversiyon ve internal tibial rotasyonunda anlamlı azalma olmuştur[20]. Koşma ve diğer aktiviteler sırasında, tabanlıkların kas kasılma aktivitesini anlamlı derecede etkilediği gösterilmiştir. Biceps femoris ve tibialis anterior kaslarında, koşma sırasında EMG aktivitesinde değişiklik olmamış[21], yürüme sırasında tibialis anterior kasında anlamlı EMG aktivite değişikliği saptanmıştır[22]. Ayrıca farklı tip tabanlıklarla, alt ekstremitte kaslarının EMG aktivitesinin korelasyonunu içeren çalışmalar vardır[23].

Tabanlıkların bireylerin postural stabilitelerini düzeltebildiğine dair deneysel kanıt mevcuttur. Aşırı pronasyondaki ayaklarda, bipedal duruşta tabanlıkların, medial lateral salınımı azalttığı gösterilmiştir[24].

Tabanlıklar, plantar kuvvetleri ve basıncı azaltırlar. Katılımcı olarak 151 kavus ayak deformiteli hastanın seçildiği bir prospektif çalışmada, 3 aylık

tabanlık kullanımından sonra ayak ağrısında anlamlı azalma, hayat kalitesinde artış ve ön ayak plantar basıncında 3 kat azalma gösterilmiştir[25]. Bir diğer 42 metatarsalji hastasının yer aldığı çalışmada, tabanlıklar metatars başı ağrısını azaltmakla kalmamış, aynı zamanda metatars başına gelen kuvvet ve basıncı da anlamlı derecede azaltmıştır[26]. Bununla birlikte romatoid artrit, diabet ve plantar nöropatik ülserasyonlu hastalarda yapılan çalışmalarda da tabanlıkların plantar basınç dağılımını azalttığı gösterilmiştir[27-29]. Tabanlıklar ayağa bağlı veya ayak dışı birçok patolojinin tedavisinde kullanılabilmektedir[30](Tablo 1).

Tabanlıkların kullanım amaçlarını aşağıdaki gibi sıralayabiliriz:

- o Ayağı desteklemek ve yüklenme dağılımını yeniden düzenleyerek konfor ve korumayı sağlamak
- o Basınca duyarlı kemik çıkıntılar altındaki plantar bölgelerde rahatlatma sağlamak
- o Plantar makaslama güçlerini azaltmak
- o Yüklenme için ayağın istenen pozisyonunda ayak eklemlerini desteklemek veya dengelemek
- o Fonksiyonel deformiteleri düzeltmek

Tablo 1. Tabanlık tedavisinin endike olabileceği durumlar

Ayağa bağlı nedenler	Ayak dışı nedenler
Semptomatik pes planus	Patellofemoral ağrı sendromu
Kohler hastalığı	Popliteus tendiniti
Freiberg hastalığı	Iliotibial tendinit
Aksesuar navikula	Aşıl tendinitis
Kalkaneal apofizit	Peroneal tendinit
Tarsal tünel sendromu	Ekstremit e eşitsizliği
Plantar fasiit	Tibialis posterior tendiniti
Topuk diken i	
Halluks valgus	
Artritlik topuk ağrısı	
Diyabetik ayak	
Lateral ayak bike ği impingement sendromu, vs.	

2.1.1 Tabanlık Çeşitleri

Tabanlıklar çok çeşitli şekilde sınıflanabilirler. Fiziksel özelliklerine göre yumuşak(soft), yarı-sert(semirigid) veya sert(rigid) olarak sınıflandırılabilirler [31, 32]. Bazıları üretim metodunu yansıtmak için kalıplanmış(molded) veya kalıplanmamış(nonmolded) olarak sınıflandırılır. Bazen de kullanım amacına ve fonksiyona göre “fonksiyonel”, “biyomekaniksel” ve “akomodatif” olarak sınıflandırılırlar.

Yumuşak tabanlıkların üretimi kolay, ucuz ve kısa sürelidir, fazla deneyim gerektirmez[33]. Yumuşak tabanlıklar için kullanılan malzemeler arasında Poron, Sorbothane, Viscolas ve Plastazote sayılabilir. Yumuşak tabanlıkların ezilebilme özelliklerinden dolayı materyale ve kullanıma bağlı olarak ortalama 6 ile 12 ay arasında kullanım süreleri vardır ve bu süre sonunda işlevini devam ettirebilmeleri için yenilenmelidirler. Değişik kalınlıkta olabilirler ama etkili olabilmeleri için en az 3 mm kalınlık gereklidir.

Yarısert tabanlık biraz yumuşaklık sağlar ama esas kullanım amacı anormal ayak ve bacağın hareketini azaltarak dizilimi bozulmuş ayağı dengede tutmaktır. Bu tabanlıkların üretimi kalıplamaya ihtiyaç duyar(molding). Dizilimi bozuk ayağın dengelenmesi için sıklıkla kama kullanılır. Yumuşak tabanlıklara göre üretimi zahmetli ve maliyeti fazladır. Bu ek madde sıklıkla tabanlığın altına yerleştirilir(post). Yarısert tabanlıklar dizilimi bozuk ayağı desteklerken esnekliğe ve şok emilimine izin verdiği için hastalar tarafından iyi tolere edilirler[32].

Sert tabanlıklar primer olarak anormal ayak ve bacak hareketini kontrol etmek için tasarlanmışlardır[32]. Sert tabanlıklar düşük ısıli termoplastik maddeler kullanılarak direk hastanın ayağına kalıplanabilirler[31]. Bazı hazır sert tabanlıklar marketlerde satılsa da, sert tabanlıklar sıklıkla kişiye özel olarak profesyonel ortez laboratuvarlarında üretilmektedirler. Tamamlanmış tabanlığın modifikasyonu zordur bu yüzden ayağa oturması için üretim aşamasında hata yapılmaması önemlidir.

Geleneksel olarak kullanılan tabanlıklarda deri, kauçuk, mantar ve metal kullanılmaktadır. Plastik ve diğer uygulamalardaki teknolojik gelişmelerle birlikte polietilen, poliüretan, sentetik kauçuk, viskolelastik üretan polimerleri, poliester ve akrilik gibi malzemeler bu geleneksel malzemelerin yerini almaya başladı.

2.1.2 Üretim Teknikleri

2.1.2.a.Kalıplanmamış (Nonmolded) Tabanlıklar

Yumuşak, kalıplanmamış tabanlıklar ayaktaki minor dizilim bozukluklarını dengeleyerek, şok etkisini ve plantar yüzey makaslamayı azaltmada etkindirler[34, 35]. Özellikle fizik tedavi hastaları için tabanlıkların geniş uygulama alanları vardır.[33] Bu tabanlıklar, alçılama veya özel fabrika tekniklerine ihtiyaç duyulmadan kısıtlı ekipman ve alanla hızlıca yapılabilirler. Özel üretim teknikleri bazı kaynaklarda tanımlanmıştır[33, 36]. Şeffaf kağıt üzerine çıkarılan bir kopya ile veya ayakkabı içerisine sıkı şekilde yerleştirilmiş çıkarılabilir bir tabanlıkla kağıt şablon oluşturulur. Şeffaf kağıt üzerine çıkarılan kopyada ayakkabı içerisine sıkı oturacak şekilde modifikasyonlar yapılabilmektedir. Ayağın plantar yüzeyindeki seçilmiş kemik çıkıntılar işaretlenir ve şablona eklenir. Seçilmiş yumuşak malzemeye kopyalandıktan sonra makasla kesilir. İhtiyaç olursa metatars başları ve kalkaneal tuberkül gibi kemik çıkıntı olan yerlere pedler eklenerek ağırdaki iyileşme sağlamak ya da önayak varusu gibi minor dizilim bozukluklarını dengelemek mümkün olabilmektedir.

2.1.2.b Kalıplanmış (Molded) Tabanlıklar

Bir hasta yüksek plantar basınç dağılımına sahip olduğunda ya da ayağında ciddi dizilim bozukluğu olduğunda plantar basınç dağılımını sağlamak için kalıplanmış tabanlıklara ihtiyaç duyulmaktadır. Kalıplama direkt veya indirekt yöntemlerle yapılabilmektedir. Direkt yöntem uygulandığında, ısıtılmış, dövülgen maddenin doğrudan ayağa uygulanması söz konusudur. Bu şekilde sadece düşük sıcaklıktaki termoplastik malzemeler seçilebilmektedir. Uygulama kullanılan malzemelerin(yumuşak,yarı-sert,sert) kombinasyonuna ve özelliklerine bağlı olmaktadır. İndirekt kalıplama ise ayakta alçı üzerinden malzemenin oluşturulması anlamına gelmektedir. Böylece hem düşük hem de yüksek sıcaklıktaki termoplastik malzemeler kullanılabilen ve bunlar yarı-sert veya sert materyaller olmaktadır.

2.2 YÜRÜME

2.2.1 Giriş

Evrin sürecinde 3 milyon yıl önce kazanıldığı düşünülen iki ayak üzerinde dik yürüme, memeliler içinde yalnızca insana özgü bir yetenektir. Bu yetenek yaşamın çok basit bir parçası görünmekle birlikte çok karmaşık bir hareketler zinciridir.

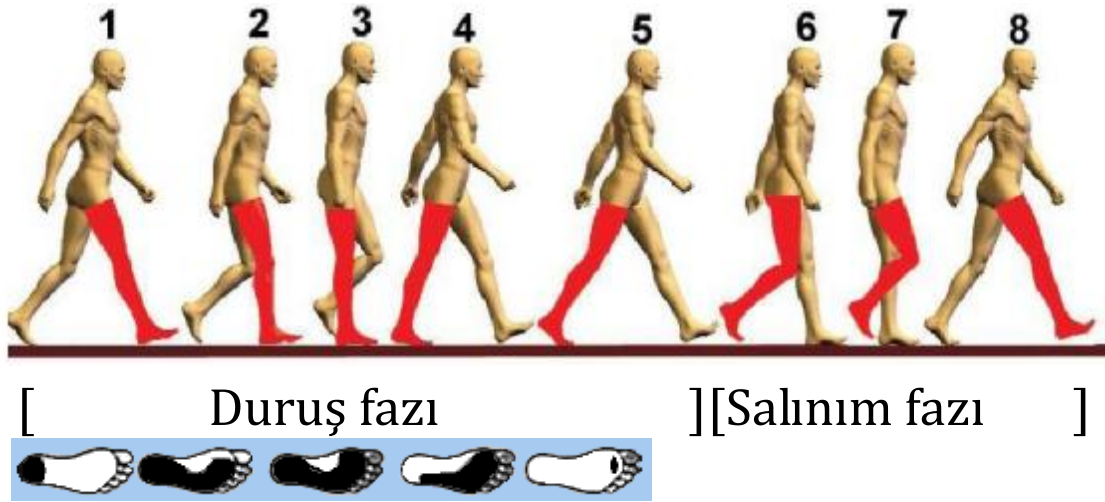
Anormal yürümeyi anlamak için normal yürümenin tanımını yapmak gerekir. Normal yürümenin kapsamı cinsiyete, yaşa, beden yapısına göre değişmektedir. Normal yürümenin tanımını yapmak zordur fakat basitçe yürüme “ Bir yerden ötekine giderken ayaklardan en az birinin yer ile temas halinde olacak şekilde destek ve ilerlemek amacıyla kullanılması” [37] ya da “Bir yerden bir yere hareket etmek amacıyla , en az biri her zaman yer ile temas halinde olacak şekilde, destek ve ilerlemek için iki bacağın birlikte kullanılması” [38] şeklinde tanımlanabilir. Koşmadan farkını her an ayaklardan birinin yerle teması sürdürmesi oluşturur.

Yürümenin incelenmesi için yapılan çalışmaların Rönesans döneminde başladığı kabul edilir. Tanımlayıcı çalışmalara fotoğraf tekniklerinin katkısıyla kinematik öğeler eklenmiştir. Kuvvet platformunun geliştirilmesiyle de kinetik analizler devreye girmiştir. 1970 ve 1980’li yıllarda ileri elektronik ve bilgisayar teknolojisiyle üç boyutlu kinetik ve kinematik analiz yapmaya uygun sistemler geliştirilmiştir. Son on yılda ileri teknoloji ile yürüme analizi çalışmaları klinik tedavilerde daha çok kullanılmaya başlanmıştır.

2.2.2 Normal Yürüyüş

Anormal yürüyüşe karar verebilmek için öncelikle normal yürüyüşün temel fizyolojisini ve biyomekaniğini anlamak gerekir. Yürüme siklusu bir ekstremitedeki topuğun yere değme (heelstrike) anı ile aynı topuğun tekrar yere değme anı arasındaki hareketler sırasıdır. Yürüme siklusu kabaca 2 evreye ayrılır: duruş fazı(basma fazı) ve salınım fazı. Bu iki faz kendi içinde de alt gruplara ayrılır(Şekil 1). İnsan yürürken önce bir bacağını öne atar; onun üzerine bastıktan sonra diğerini yerden kaldırır ve ilerletir. Her ekstremitenin

yürüme siklusu; bir bacağın yerde olduğu süre, basma fazından, havada olduğu süre ise salınım fazından oluşur [39].



Şekil 1. Yürüme siklusu [40]

Duruş fazı (Basma fazı)

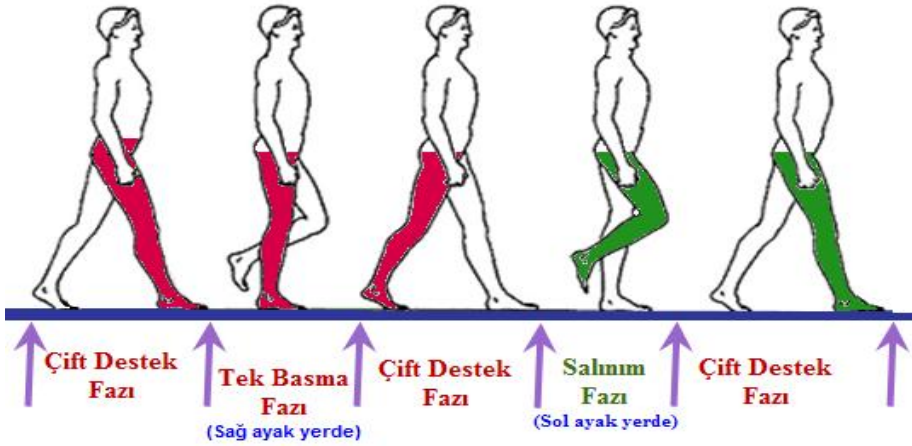
- 1- Topuk teması (heel-strike)
- 2- Ayağın tam teması
- 3- Basma fazı ortası (mid-stance)
- 4- Topuk kalkışı (heel-off)
- 5- Parmak kalkışı (toe-off)

Salınım fazı

- 6- Erken salınım (initial swing),
- 7- Salınım ortası (mid-swing)
- 8- Salınım sonu (terminal swing)

2.2.2.a Duruş Fazı ve Evreleri

Duruş fazı basma fazı olarak da adlandırılır. Bu faz, topuk yere değdiğinde başlar ve aynı ayağın parmakları yerden ayrıldığında sona erer. Duruş fazı yürüme siklusunun %60 ını oluşturur. Tek destek ve çift destek fazı diye ikiye ayrılır. Çift destek fazında her iki ayak zeminle temas halindedir(Şekil 2). Ortalama bir yürüme hızında siklus başlangıcının %10 luk kısmını oluşturur, artan yürüme hızıyla bu oran azalır ve koşmaya başlayınca kaybolur. Düşük yürüme hızlarında, çift destek süresi artar. Tek destek duruş fazı, normal yürüme siklusunun %40 kadarlık bölümünü oluşturur. Duruş fazı sırasında aktif olan kaslar, destek ekstremitenin eğilmesini engellemede rol oynar. Bu kaslar tibialis anterior, quadriceps, hamstrings, kalça abdüktörleri, gluteus maximus ve erector spina dır[41, 42].



Şekil 2. Basma fazı, tek destek ve çift destek fazı diye ikiye ayrılır[40].

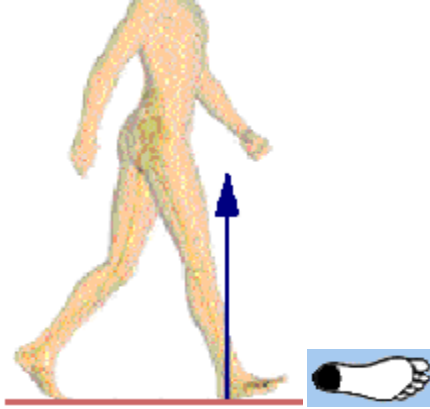
Duruş fazı evreleri

Duruş fazı kendi içerisinde 5 alt gruba ayrılır.

- **TOPUK TEMASI**

Adım atarken topuk yere değdiğinde, basma fazı başlar. Yürüme siklusunun ilk % 0-2'lik kısmı basma fazının başlangıcı olup ayağın yere değmesi ile başlar. Kalça 30° fleksiyonda, diz tam ekstansiyonda, ayak bileği

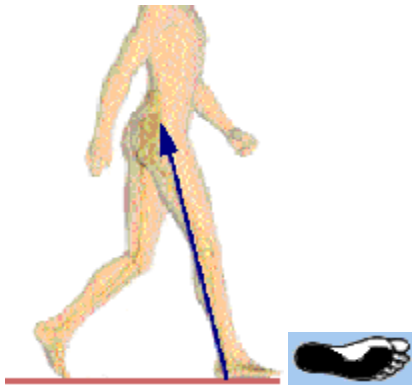
nötral pozisyonunda ve ayak supinasyondadır. Amaç, ayağı önce topuk yere değecek şekilde yere indirmektir. Topuk yere ilk vurduğu anda gövde ayağın gerisinde, vücut ağırlık merkezi en alçak noktasında ve en yüksek hızındadır.



Şekil 3. Topuk teması[40]

- AYAĞIN TAM TEMASI

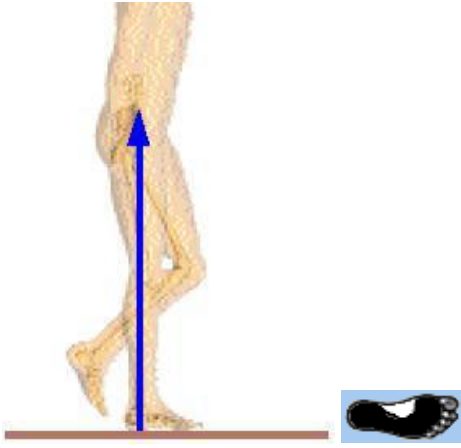
Topuğun yere değmesinden kısa süre sonra ayak tabanı da yere değer. Yürüme siklusunun % 2-10'luk kısmı aynı zamanda birinci çift destek fazıdır. Diğer ayak yerden kaldırılana dek gövde ağırlığı bu ayağa aktarılır. Kalça fleksiyondan ekstansiyona gelmektedir. Diz 20° fleksiyondadır. Ayak bileği 10° plantar fleksiyondadır. Amaç şok absorpsiyonu, ayağın tümünün yere indirilmesi ve vücut ağırlığının üstlenilmesidir. Vücut ağırlık merkezi yükselmeye başlar. Yer tepkimesi kuvveti vektörünün yarattığı dış momentler kalçada ve dizde fleksiyon, ayak bileğinde plantar fleksiyondur.



Şekil 4. Ayağın tam teması[40]

- DURUŞ FAZI ORTASI

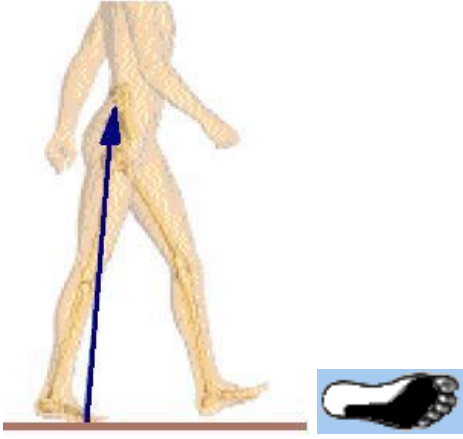
Vücutun ağırlık noktası, dikey şekilde sabit ayağın üzerindedir. Yürüme siklusunun % 10 – 30'luk dönemi tek basma fazının başlangıcıdır. Kalça ve diz ekstansiyonda, ayak bileği dorsifleksiyondadır. Salınım fazındaki bacak basan bacağın yanından geçer. Amaç yerde sabit olan ayak üzerinde gövdeyi öne doğru ilerletmektir. Bu dönemde vücut ağırlık merkezinin öne doğru hızı en aza iner, yüksekliği en üst ve en dış yan noktaya ulaşır. Yer tepkimesi kuvveti vektörü kalçanın ortasından, dizin arkasından, ayak bileğinin önünden geçer.



Şekil 5. Basma fazı ortası[40]

- TOPUK KALKIŞI

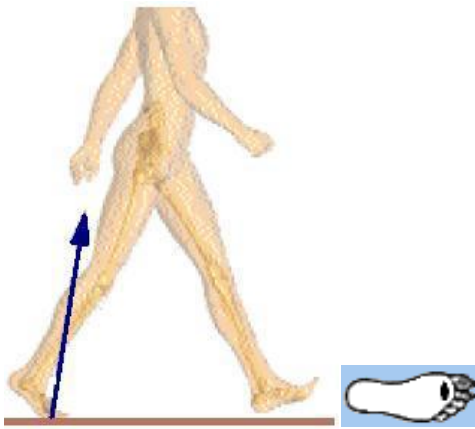
Yürüme siklusunun % 30-50. dönemidir. Tek basma fazı bitmektedir. Kalça 10° ekstansiyondadır, diz ekstansiyondan fleksiyona gelir, ayak bileği plantar fleksiyondadır. Amaç, bacağın yerden kesilmesidir. Vücut ağırlık merkezinin yüksekliği ve yana kayması azalır. Yer tepkimesi kuvveti vektörü kalçanın arkasında, dizin ve ayak bileğinin önündedir.



Şekil 6. Topuk ayrılışı[40]

- PARMAK KALKIŞI

Parmakların yerden ayrılması, yürüme siklusu % 50-60'lık dönemidir. Basma fazının bitip salınım fazının başladığı dönemdir, ayrıca ikinci çift destek dönemini oluşturur. Karşı ekstremité yere değdiğinde başlar ve parmakların yerden kesilmesiyle sonlanır. Kalça ekstansiyonu, diz fleksiyonu ve ayak bileği plantar fleksiyonu artar. Bu dönemde gövde ağırlığı ekstremité üzerinden kalkar. Amaç, bacağı salınıma hazırlamaktır. Ayak yeri terk etmeden önce yer tepkimesi kuvveti vektörü dizin arkasına geçer. Ayak parmakları yerden kalkınca yer tepkimesi kuvveti vektörü azalır ve kaybolur.



Şekil 7. Parmak ayrılışı[40]

Topuğun yerden ayrılması ile parmakların yerden ayrılması arasında geçen zamandır. İtme fazı olarak ta incelemek mümkündür. Sabit ayağın topuğu, basma fazı ortasından sonra yerden ayrılır. Topuğun artık yerle bir teması kalmasa da parmaklar yere basmaktadır. Sabit ayağın topuğu yerden ayrılır ayrılmaz, baldır kaslarının yoğun bir şekilde harekete geçmesiyle vücut hızlanır. Ayak parmakları da yerden tamamen ayrılıp ekstremiteler salınma fazına girince basma fazı biter[43, 44].

Salınım Fazı ve Evreleri

Salınım fazı ekstremitenin yere değmediği süre olarak tanımlanır ve yürüme siklusunun %40 ını oluşturur. Üç altgrup faza ayrılır; erken salınım (hızlanma-akselerasyon), salınım ortası ve salınım sonu (yavaşlama-deselerasyon)[45]. Bu faz, parmakların yerden ayrılmasıyla başlar ve topuğun yere değmesiyle sona erer.

Hızlanma (akselerasyon) ayağın zeminden kaldırılmasıyla başlar ve bu anda, salınan bacak ayak bileği dorsifleksiyonu yanında, kalça ve diz fleksiyonu ile birlikte hızlıca ileriye atılır.

Salınım fazı ortası, hızlanan ekstremiteler sabit ekstremitelerle hizalanınca oluşur. Kalça ve dizde fleksiyon artar, ayak bileğinde dorsifleksiyon yapılır.

Salınım fazı sonu, yavaşlayan bacak zeminle temasa hazırlanırken oluşur ve hamstringler tarafından kontrol edilir. Kalça fleksiyonda, diz ekstansiyonda, ayak bileği ise nötral pozisyonundadır.

Yürüme Siklusunda Zaman Dağılımı

Her bir yürüme fazı sırasında gereken nispi süreler, aşağıda gösterilmiştir.

-Basma fazı, siklusun % 60'ını

-Salınma fazı, siklusunun % 40'ını

-Çift destek fazı; siklusun % 11'ini oluşturur[40].

Yürüme hızının yüksek olması, salınma fazında geçen sürenin nispi artışını ifade eder. Bunun yanı sıra, hızın az olması, basma fazında geçen sürenin nispi artışı anlamına gelir.

2.2.2.b Yürümenin İncelenmesinde Kullanılan Fizik ve Biyomekanik Terimler

Adım genişliği: Her iki ayağın dikey ara mesafesidir.

Adım uzunluğu: Yürüme sırasında iki ayak arasındaki mesafedir.

Çift adım uzunluğu: Aynı ayağın iki topuk vuruşu arasındaki mesafedir.

Ayak açısı: Gidilen yön ile ayağın ortasından geçen çizgi arasındaki açıdır.

Hız: Yavaş yürüyüş sırasında dakikada yaklaşık 70 adım atılırken bu sayı, hızlı yürüyüş sırasında 130'a kadar çıkabilir. Dakikada yaklaşık 90 adım atan yetişkin bir insan, saatte ortalama 4 km yol yürür.

Yürüme siklusunun süresi, yürüme hızına bağlıdır. Günlük hayatta rahat yürüme hızı 80 m/dk'dir. Dolayısıyla bir yürüme siklusu süresi ise 1 saniyeden biraz fazladır. Hız arttıkça çift destek fazı kısalır ve kaybolması ile koşma hareketi başlamış olur[40].

Vücut ağırlık merkezi: Ayakta anatomik pozisyonda duran bir insanda vücudun ağırlık merkezinin lumbosakral bileşkenin önünde olduğu varsayılır. Vücudun en ufak bir hareketi ile bu noktanın yeri değişir. Yerçekimi insan vücudunu etkileyerek vücut ağırlık merkezinden yere doğru inen ağırlık kuvvet vektörünü oluşturur.

Destek alanı merkezi: Ayağın yere basan alanının orta noktasıdır. Yürüme sırasında sürekli olarak yer değiştirir. Ağırlık kuvveti vektörü destek alanı merkezinden geçtiğinde denge sağlanır.

Yer tepkimesi kuvveti: Newton'un üçüncü kanununa göre ayakta duran insanın yerde oluşturduğu ağırlık kuvvet vektörüne yer de büyüklüğü aynı, yönü ters bir kuvvet vektörü ile karşılık verir. Buna yer tepkimesi kuvveti vektörü denir. Yürürken yer tepkimesi kuvveti, vücut ağırlığı ve hareketi sağlayan kas kuvvetlerinin bileşkesine karşı oluşur ve yürüme sırasında yönü ve büyüklüğü sürekli değişir.

Dış moment: Yer tepkimesi kuvvet vektörü kalça, diz ve ayak bileğini harekete zorlar. Eklemlerde oluşan bu etkiye dış moment denir.

İç moment: Dış momente karşı koymak, stabilite veya hareket sağlamak amacıyla kas kasılınca eklemden oluşan momenttir[40].

2.2.3 Yürüme Analizi

Yürüme analizi; yürümenin sayısal olarak değerlendirilmesi, tanımlanması ve yorumlanmasıdır. Birçok yürüme sorununu sayısal olarak yorumlamak, kaydedip daha sonra yeniden değerlendirmek ve yapılan tedavi ve ortez protezlemenin etkinliğini nesnel biçimde ortaya koymak için yürüme analizi teknolojisi gerekir.

Yürüme analizinde kullanılan teknoloji çok karmaşıktır. Bu alanda çalışan hekim ve biyomedikal mühendislerinin kullanılan sistemin teknik özelliklerini çok iyi bilmeleri ve elde edilen sonuçları yorumlayabilmeleri gereklidir. Son yıllarda teknoloji gelişmekte, tetkik süresi kısaltmakta ve giderek birçok hastalığın tanı tedavi cihazlanmasında önem kazanmaktadır.

Modern yürüme analizi laboratuvarlarında, hastanın yürüyüşü, önce gözle bakarak ve video kayıtlarıyla değerlendirilir. Daha sonra hastanın gövdesinde uygun noktalara bağlanan verici veya yansıtıcılar aracılığıyla hareket verileri bilgisayara aktarılır; ayrıca yere monte edilmiş bir kuvvet platformuna basarken ölçülen yer tepkimesi kuvveti değişimleri de bilgisayara yüklenir.

Gelişmiş laboratuvarlarda bu verilere ek olarak dinamik elektromyografi ve enerji tüketimi ölçümleri de yapılır. Tüm bu bilgiler özel yazılımlar aracılığıyla sayısal verilere dönüştürülür. Son olarak, veriler, hastanın klinik durumu ile birlikte değerlendirilerek hekim tarafından yorumlanır ve rapor yazılır.

Yürüme analizinde kullanılan teknoloji çok karmaşıktır. Bu alanda çalışan hekim ve biyomedikal mühendislerinin kullanılan sistemin teknik özelliklerini çok iyi bilmeleri ve elde edilen sonuçları yorumlayabilmeleri gereklidir [43, 46].

Yürüme Analizinin Önemi

İnsan gözünün hareketlerin hızını kavrayabilme zorluğunu ve tek gözlemlerle karar verme dezavantajını gidermek için yürümenin video kaydı yaygın olarak kullanılmaktadır. Çeşitli hastalıklardaki yürüme bozuklukları için videoya dayalı değerlendirme ölçekleri de ortaya atılmıştır[47].

Yürüme sadece eklem hareketlerinden ibaret değildir. Gözle algılanamayacak kuvvet, moment ve kas aktivitelerini de içerir. Doğru tanı ve başarılı bir tedavi için normal yürüme bilinmeli, anormal olandan ayırt edilmeli, yürümeyi bozan ana neden ve bu nedeni kompanse etmek için yapılan hareketler anlaşılmalıdır. Bunun için yürümenin tüm bileşenlerini eksiksiz kaydedecek, sayısal veriye dönüştürecek sistemler gereklidir. Ayrıca sistemin kıyaslamaya ve tekrar incelemeye, tedavi girişimleri sonrası veya zaman içinde oluşan değişiklikleri değerlendirmeye olanak sağlayacak nitelikte olması gereklidir.

2.2.3.a Yürüme Analizi Laboratuvarında Kullanılan Değerlendirme Yöntemleri

Gözleme Dayalı Analiz

Yürüyen hasta önce önden sonra her iki yandan izlenerek her ekleme ayrı ayrı bakılır. Yürüme uzunluğu 8-10 metre olmalıdır. Bu esnada kayıt

tutabilmek için video çekimleri yapılır. Lineer ortam denilen video ya da bilgisayarda non-lineer yöntemle, hasta yürürken önden (frontal düzlem) ve yandan (sagittal düzlem) kısa süreli çekimler yapılır. Belirli bir eklemden sorunu olan hastalarda istenirse yakın çekim yapılabilir.

Kayıtlar üzerinde montaj, yazı eklemek, yazıcıdan çıkış almak gibi bir çok avantajların yanında istenirse mikser denilen cihazlarla hastanın önden ve yandan çekimlerini eşzamanlı olarak izlemek ve kaydetmek mümkündür.

Bazı sorunları, yavaş çekimde veya sorunun belirgin olduğu kareleri dondurarak incelemek tanıyı kolaylaştırabilir. İstenirse monitör ekranından gönye ile veya on-screen digitizer denilen özel ölçüm aletleri ile eklem açıları da ölçülebilir [48].

Kinematik Analiz

Hareketi oluşturan kuvvetleri dikkate almadan yalnızca hareketin incelenmesine, kinematik analiz denir. Kinematik analiz sırasında gövdenin, pelvisin, bacakların ve ayakların her üç düzlemdeki pozisyonu; eklem açıları, hız ve ivmeleri ölçülerek sayısal veri olarak kaydedilir.

Yürüme siklusu boyunca sürekli değişen eklem açılarını kaydedebilmek için vücudun belirli noktalarına işaret cihazları (marker) yerleştirilir. Bu cihazlardan gelen sinyal özel kameralar veya alıcılar aracılığıyla izlenir ve bilgisayarda geliştirilmiş yazılımlarla işlenir. Bu işlem sonucunda, yürüme siklusu boyunca, her eklemin üç hareket planındaki açıları hesaplanır.

Hareketin üç boyutlu olarak kaydedilebilmesi için eşzamanlı çalışan en az iki kamera gereklidir. Kameranın görüş alanı kısıtlı olduğundan yürürken hızla yer değiştiren insan kısa sürede kameranın görüş alanından çıkar. Bunun için tüm yürüme alanını incelemek amacıyla kinematik sistemlerde en az 5 kamera kullanılır. Kinematik inceleme öncesinde kameralar kalibre edilmelidir. Ekstremitelerine işaret cihazları yerleştirilen kişi kameraların görüş alanındaki önceden belirlenmiş bir yol boyunca yürütülür. İşaret cihazlarının sinyalleri bilgisayara aktarılır, bilgisayar sinyalin yer değiştirmesini ve

dolayısıyla eklem açısındaki değışikliği hesaplar. Bir zaman biriminden diğer zaman birimine olan yer değışiminden hız, hız değışiminden ise ivme hesaplanabilir. Kinematik analiz sonucu elde edilen normal hareket değeri frontal, sagittal ve transvers düzlemlerde grafik olarak çizdirilir[43].

Kinetik Analiz

Dış kuvvetler: Yer çekimi etkisiyle ortaya çıkan kuvvetlerdir. Kinetik analiz yardımıyla çeşitli yürüyüş fazlarında ortaya çıkan ve bacak üzerine etki eden dış kuvvetlerin şiddeti ve yönü ölçülür. Öte yandan kinematik analiz yapılarak eklemlerin konum ve duruşları belirlenir. Her iki analiz metodu kullanılarak dış kuvvetlerin çeşitli eklemler üzerindeki etkileri hesaplanabilir. Eklemlerin konumları, kuvvetin büyüklüğü ve yönü ile ortak kuvvet ve eklem arasındaki dikey uzaklık bilindiğinde, topuğun yere değme anında diz bükülme momenti hesaplanabilir. Eklem konumu, fotoğrafçılık tekniğiyle; kuvveti ise ölçüm plakası yardımıyla belirlenebilir.

İç Kuvvetler: Kas kontraksiyonları sonucu oluşan kuvvetlerdir. İç kuvvetleri nicel olarak ölçecek uygun bir metot bugüne kadar geliştirilmemiştir. Yer çekimi, topuğun yere değmesinin hemen ardından diz eklemine bükme eğilimi göstermektedir (dış kuvvet). Eklem karşı bir kuvvet etki etmese de bu durum meydana gelmektedir. Karşı kuvvet, quadriceps tarafından oluşturulur (iç kuvvet). Hareketi oluşturan kuvvetlerin (yer tepkimesi kuvvetleri, eklem momentleri, eklem güçleri) incelenmesidir.

Kinetik analizde ölçülebilen tek veri yer tepkimesi kuvveti vektörüdür ve ayağın yere uyguladığı toplam kuvveti ölçen basınca duyarlı plakalarla ölçülür. Laboratuarda yürüyen insan platforma basarak geçtiğinde, basma fazında oluşan yer tepki kuvvet vektörleri 20 ms aralıklarla hesaplanır. Böylece ayak bileği, diz ve kalça eklemine etki eden momentler ve eklemlerde oluşan güçler hesaplanabilir. Daha sonra alt ekstremitenin tüm segmentlerinin pozisyon, hız ve hızlanma verileri (kinematik veriler) bilgisayar ortamında bir araya getirilir. Kalça, diz ve ayak bileğine etki eden kuvvetler (dış momentler), dolaylı olarak iç momentler ve güçler hesaplanır[43].

2.2.3.b Kinematik Verilerin Analizi ve Modellenmesi

Günümüzde ticari hareket analizi sistemlerinden elde edilen üç boyutlu kinetik ve kinematik verilerin sayısı ve değişik uygulamalarda kullanımlarının artmasına bağlı olarak elde edilen veriler kullanılmakta, insan hareketlerinin modellenmesi birçok grubun araştırmalarının aktif bir alanı olarak gelişmektedir. İnsan hareketlerinin analizi ve tanımlanmasındaki zorluk ise insan vücudundaki yüksek serbestlik derecesinden, olasılık dağılımının karmaşıklığından ve büyük boyutlardaki veri setlerinden kaynaklanmaktadır. Ne var ki doğrusal uzayın boyutu temsil edilen veri içerisindeki serbestlik derecesini mutlaka yansıtmamaktadır. Doğrusal tekniklerin kullanılması ile değişkenlerin boyutları azaltılabilmektedir. Hareket analizi sistemlerinden elde edilen büyük veri setlerinin ortalama, varyans ya da standart sapma gibi temel tanımlayıcı istatistiksel yöntemler ile değerlendirilmesinin ötesinde insan hareketlerinin analizinde araştırmacılar farklı teknikler kullanmaya yönelmektedir. Birçok farklı yaklaşım arasında çoklu değişkenler analizi geniş kitlelerce kabul görmektedir. İstatistiksel yazılımların ve bilgisayar sistemlerinin gelişmesi ile birlikte insan hareketlerinin tanımlanmasında istatistiksel tekniklerin kullanımı da gelişmektedir.

2.2.4 Patolojik Yürüyüşe Neden Olan En Sık Kas-İskelet Patolojileri

Kalça patolojisi

Osteoartrit kalçada en sık yürüme bozukluğu ortaya çıkaran hastalıktır. İlk değişiklikler kalça hareket açıklığında özellikle de iç rotasyon ve fleksiyondaki azalmadır. İleri derecede kalça eklemi kısıtlılığı durumunda salınım fazında kalça fleksiyonunda ve duruş fazında kalça ekstansiyonunda azalma meydana gelmektedir. Salınım fazında kalça, eklem kapsülü ve ligamanları rahatlatarak eklem gerginliğini azaltmak için hafif fleksiyon, dış rotasyon ve abdüksiyondadır[39].

Diz patolojisi

Genellikle ağırlı bir diz yürüme siklusunda eklem kapsülündeki gerginliği azaltmak için hafif fleksiyondadır. Ligamentöz instabilite, duruş fazında gelişen hiperekstansiyona bağlı diz ekleminde dejeneratif değişikliklere sebep olabilmektedir. Ayrıca diz eklem kontraktürleri de anormal yürüme paternlerine neden olabilmektedir[39].

Ayak-ayak bileği patolojisi

Ayak ve ayak bileğinin ağırlı durumları (travma, inflamatuvar hastalıklar, dejeneratif artrit,vb.) antajik yürüme paterni ile sonuçlanabilir. Problem önayağı içeriyorsa, kişi plantarfleksiyon ve parmak ucu kalkışından (toe-off) kaçınacaktır. Eğer problem arka ayak ve ayak bileğini içeriyorsa, kişi ilk temasta topuk vuruşundan kaçınarak parmak ucunda yürüyerek hareket edecektir.

Önayağın problemleri (burkulma, kırık, artrit, metatarsalji, vb.) duruş fazında ve push-off fazında plantarfleksiyonu azaltarak, önayaktaki yükü azaltan antajik yürüyüşle sonuçlanacaktır. Bu problemleri olan hastalar önayağa yüklenme süresini azaltarak topuğa ve arka ayağa daha fazla yük verme eğiliminde olacaklardır[39].

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1 Çalışmanın yeri ve tarihi

Bu çalışma için Dokuz Eylül Üniversitesi(DEU) Tıp Fakültesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu'nun 05.09.2013 tarih ve 2013/32-14 sayılı onayı alındıktan sonra, Dokuz Eylül Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimine başvuru yapılmıştır. 24/12/2013 tarih ve 3075 sayılı rektör oluru ile proje kabul edildikten sonra çalışmaya başlanılmıştır. Çalışma Ocak 2014 ve Aralık 2014 tarihleri arasında Dokuz Eylül Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu Hareket Analizi Laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

3.2 Olgu Seçimi

Çalışmaya araştırmaya başlamadan en az 12 ay öncesine kadar alt ekstremité ağrı ve yaralanması olmayan, konjenital deformite, halluks valgus, malleolar torsiyonu olmayan 18-35 yaş arası gönüllü sağlıklı bireyler dahil edilmiştir. 19 kadın ve 14 erkek çalışma örneklemini oluşturmaktadır. Katılımcıların yaş ortalaması 26.03, boy ortalaması 171.15 cm ve kilo ortalaması 68,66 kg olarak bulunmuştur.

3.3 Yürüme Analizi

Üç boyutlu yürüme analizi ile yürüyüşün zaman, mesafe, kinetik ve kinematik değerleri incelenmiştir. Bu amaçla BTS Bioengineering Corporation yürüme analizi sistemi kullanıldı. Yürüme analizi sisteminde altı adet IR (infrared-kızılötesi) kamera, üç adet Kistler kuvvet platformu, iki adet video kamera bulunmaktadır (Resim 1).



Resim 1: Yürüme Analizi Sistemi

Katılımcılara bilgilendirilmiş onam formu okutularak imzalatıldı. Katılımcıların boy, kilo, pelvik genişlik, pelvik yükseklik, diz çapı, ayak bileği çapı ve bacak uzunluğu ölçümleri yapıldıktan sonra yedinci servikal vertebra spinöz proçese, her iki akromiyona, her iki trokanter majore, sakruma, her iki iliak kanata (anterosuperior iliak spine), her iki lateral femoral kondil distaline, her iki fibula başına, her iki tibia şaft orta noktasına, her iki dış malleollere, her iki beşinci metatars başlarına ve kalkaneus posterior tüberkül ortasına IR (infrared-kızılötesi) yansıtıcı markerlar yerleştirildi. Ayakta durarak markerların izdüşümleriyle oluşturulan eksen bilgisayar sistemine tanıtıldıktan sonra kalkaneustaki marker uzaklaştırıldı. Diğer markerlar katılımcıların üzerinde bırakılarak platform üzerinde kendi hızlarıyla en az 3 kez yürümeyi tekrarlamaları istendi. Markerların en iyi görüldüğü yürüyüş ve değerler kaydedildi. Öncelikle çıplak ayak sonra ayakkabı ile yürüme yapıldı. Daha sonra bu yürüme aktivitesi ayakkabı içerisine yerleştirilen çelik, silikon ve poliüretan tabanlıklarla tekrar edildi(Resim 2,3,4).

IR kameralarla yürüyüşün kinematik ve zaman-mesafe değişkenleri değerlendirilirken kuvvet platformları ile yer yeaksiyon kuvveti, eklem momentleri ile alt ekstremit eklemlerinde meydana gelen pozitif ve negatif iş gibi kinetik değişkenler değerlendirildi.



Resim 2. Çelik tabanlık



Resim 3. Silikon tabanlık



Resim 4. Poliüretan tabanlık

3.4 Verilerin Değerlendirilmesi ve İstatistiksel Analiz

Yürüme analizi sırasında, pelvik oblisite, pelvik rotasyon, pelvik tilt, kalça abdüksiyon-addüksiyonu, kalça rotasyonu, kalça fleksiyonu ve ekstansiyonu, diz valgus-varusu, diz rotasyonu, diz fleksiyonu ve

ekstansiyonu, ayak bileği dorsi-plantarfleksiyonu, omuz oblisitesi, omuz rotasyonu ve omuz tiltinin derece ve momentleri her iki taraf ekstremiteler ve 5 durum için (çıplak ayak, ayakkabı, çelik tabanlık, silikon tabanlık ve poliüretan tabanlık) yürüme siklusu boyunca hesaplandı.

Tüm bu değişkenler arasından sagittal düzlemdeki topuk vuruşu fazında kalça eklemi pozisyonu, maksimum kalça ekstansiyonu ve fleksiyonu, topuk vuruşu fazında diz fleksiyonu, orta duruş fazında diz fleksiyonu, parmak kalkışında diz fleksiyonu, maksimum diz fleksiyonu, topuk vuruşunda ayakbileği pozisyonu, taban teması fazında ayakbileği pozisyonu, maksimum ayakbileği dorsifleksiyonu, maksimum ayakbileği plantarfleksiyonu dereceleri ile birlikte kalça eklemi ekstansiyon ve fleksiyon momenti, diz eklemi fleksiyon ve ekstansiyon momenti, ayakbileği dorsifleksiyon momenti, ayakbileği plantarfleksiyon momenti ve yer reaksiyon kuvveti değerlendirmeye alındı. İstatistiksel analiz için Medcalc 15.1 deneme sürümünde (MedCalc Software bvba, Belgium) tekrarlanan ölçümlerde varyans analizi (repeated measures of ANOVA) yöntemi kullanıldı.

4. BULGULAR

Çalışmadan elde edilen veriler temel olarak kalça eklemi, diz eklemi ve ayakbileği eklemi olarak üç grup şeklinde değerlendirildi. Bu eklemlerin fleksiyon ve ekstansiyon dereceleri ile birlikte ekstansiyon ve fleksiyon momentleri hesaplandı. Bununla birlikte yer reaksiyon kuvveti de analiz edildi.

Tablo 2: Topuk vuruşu fazında kalça eklemi pozisyonunun karşılaştırılması (derece)

Tabanlıklar		Ortalama farkı	Standard Hata	P(a)	95% Güven Aralığı
Çıplak ayak	Ayakkabı	-0.732	0.647	1.000	-2.837 - 1.373
	Çelik	-0.484	0.943	1.000	-3.552 - 2.584
	Poliüretan	-1.68	1.049	1.000	-5.092 - 1.733
	Silikon	-0.547	1.127	1.000	-4.211 - 3.117
Çelik	Ayakkabı	-0.248	0.982	1.000	-3.442 - 2.946
	Poliüretan	-1.196	0.903	1.000	-4.131 - 1.739
	Silikon	-0.0634	1.033	1.000	-3.424 - 3.297
Poliüretan	Ayakkabı	0.948	0.953	1.000	-2.150 - 4.046
	Silikon	1.133	1.041	1.000	-2.252 - 4.517
Silikon	Ayakkabı	-0.185	0.924	1.000	-3.191 - 2.822

(a) Bonferroni düzeltmesi yapıldı

Topuk vuruş fazında kalça eklemi pozisyonunun derecesi çıplak ayak, ayakkabı ve tabanlıklar açısından değerlendirildiğinde en düşük derece çıplak ayakta, en yüksek derece poliüretan tabanlıkta saptanmıştır. Çelik ve silikon tabanlıkların derecelerinin birbirlerine çok yakın olduğu (ortalama farkı=0.06) saptanmıştır. Ancak tabanlıklar, çıplak ayak ve ayakkabı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır.

Tablo 3: Maksimum kalça ekstansiyonunun karşılaştırılması (derece)

Tabanlıklar		Ortalama farkı	Standart Hata	P(a)	95% Güven Aralığı
Çıplak ayak	Ayakkabı	-0.949	0.928	1.000	-3.816 - 1.918
	Çelik	-0.485	0.629	1.000	-2.428 - 1.458
	Poliüretan	-0.185	0.607	1.000	-2.061 - 1.690
	Silikon	-0.112	0.643	1.000	-2.098 - 1.875
Çelik	Ayakkabı	-0.464	1.116	1.000	-3.914 - 2.986
	Poliüretan	0.3	0.585	1.000	-1.509 - 2.109
	Silikon	0.374	0.692	1.000	-1.765 - 2.513
Poliüretan	Ayakkabı	-0.764	1.155	1.000	-4.333 - 2.806
	Silikon	0.0739	0.487	1.000	-1.431 - 1.578
Silikon	Ayakkabı	-0.837	0.963	1.000	-3.812 - 2.138

(a) Bonferroni düzeltmesi yapıldı

Maksimum kalça ekstansiyonunun derecesi çıplak ayak, ayakkabı ve tabanlıklar açısından değerlendirildiğinde en düşük derece çıplak ayakta, en yüksek derece ayakkabıda saptanmıştır. Poliüretan ve silikon tabanlıkların derece değerlerinin birbirlerine çok yakın olduğu (ortalama farkı=0.07) saptanmıştır ancak tabanlıklar, çıplak ayak ve ayakkabı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır.

Tablo 4: Maksimum kalça fleksiyonunun karşılaştırılması (derece)

Tabanlıklar		Ortalama farkı	Standart Hata	P(a)	95% Güven Aralığı
Çıplak ayak	Ayakkabı	-0.718	0.427	1.000	-2.026 - 0.590
	Çelik	-0.695	0.638	1.000	-2.652 - 1.263
	Poliüretan	-0.646	0.673	1.000	-2.708 - 1.417
	Silikon	-0.776	0.606	1.000	-2.635 - 1.084
Çelik	Ayakkabı	-0.0234	0.575	1.000	-1.786 - 1.739
	Poliüretan	0.049	0.460	1.000	-1.360 - 1.458
	Silikon	-0.0811	0.622	1.000	-1.988 - 1.826
Poliüretan	Ayakkabı	-0.0725	0.554	1.000	-1.773 - 1.628
	Silikon	-0.13	0.625	1.000	-2.048 - 1.788
Silikon	Ayakkabı	0.0577	0.460	1.000	-1.352 - 1.467

(a) Bonferroni düzeltmesi yapıldı

Maksimum kalça fleksiyonunun derecesi çıplak ayak, ayakkabı ve tabanlıklar açısından değerlendirildiğinde en düşük derece çıplak ayakta, en yüksek derece silikon tabanlıktadır. Ayakkabı ile çelik tabanlıklar arasında (ortalama farkı=0.023) ve poliüretan ile çelik tabanlık arasında (ortalama farkı=0.049) derece değerlerinin birbirlerine çok yakın olduğu saptanmıştır ancak tabanlıklar, çıplak ayak ve ayakkabı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır.

Tablo 5: Topuk vuruşu fazında diz fleksiyonunun karşılaştırılması (derece)

Tabanlıklar		Ortalama farkı	Sandard Hata	P(a)	95% Güven Aralığı
Çıplak ayak	Ayakkabı	-1.321	0.848	1.000	-4.109 - 1.467
	Çelik	0.846	1.115	1.000	-2.817 - 4.508
	Poliüretan	-2.125	0.864	0.265	-4.964 - 0.713
	Silikon	-0.246	0.833	1.000	-2.983 - 2.491
Çelik	Ayakkabı	-2.166	1.441	1.000	-6.903 - 2.570
	Poliüretan	-2.971	1.644	0.908	-8.372 - 2.430
	Silikon	-1.091	1.416	1.000	-5.745 - 3.562
Poliüretan	Ayakkabı	0.805	1.140	1.000	-2.943 - 4.552
	Silikon	1.879	0.670	0.133	-0.322 - 4.081
Silikon	Ayakkabı	-1.075	0.932	1.000	-4.138 - 1.988

(a) Bonferroni düzeltmesi yapıldı

Topuk vuruşu fazında diz fleksiyonunun derecesi çıplak ayak, ayakkabı ve tabanlıklar açısından değerlendirildiğinde en düşük derece çelik tabanlıktaki, en yüksek derece poliüretan tabanlıktaki saptanmıştır. Silikon tabanlıkları ile çıplak ayak arasında derece değerlerinin (ortalama farkı=0.24) birbirlerine çok yakın olduğu saptanmıştır. Poliüretan tabanlıkları derece değerinin, çıplak ayak ($p=0.2$) ve silikon tabanlıkları ($p=0.13$) değerinden belirgin olarak yüksek çıktığı saptanmıştır. Ancak tabanlıklar, çıplak ayak ve ayakkabı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır.

Tablo 6: Taban teması fazında diz fleksiyonunun karşılaştırılması (derece)

Tabanlıklar		Ortalama farkı	Sandard Hata	P(a)	95% Güven Aralığı
Çıplak ayak	Ayakkabı	0.686	0.717	1.000	-1.551 - 2.924
	Çelik	-0.134	0.706	1.000	-2.335 - 2.067
	Poliüretan	-0.609	0.858	1.000	-3.287 - 2.068
	Silikon	0.0793	0.936	1.000	-2.840 - 2.999
Çelik	Ayakkabı	0.82	0.653	1.000	-1.217 - 2.857
	Poliüretan	-0.475	0.743	1.000	-2.793 - 1.843
	Silikon	0.213	0.915	1.000	-2.640 - 3.066
Poliüretan	Ayakkabı	1.296	0.863	1.000	-1.396 - 3.987
	Silikon	0.688	0.617	1.000	-1.237 - 2.613
Silikon	Ayakkabı	0.607	0.864	1.000	-2.087 - 3.301

(a) Bonferroni düzeltmesi yapıldı

Taban teması fazında diz fleksiyonunun derecesi çıplak ayak, ayakkabı ve tabanlıklar açısından değerlendirildiğinde en düşük derece ayakkabıda, en yüksek derece poliüretan tabanlıkta saptanmıştır. Silikon tabanlık ile çıplak ayak arasında derece değerlerinin (ortalama farkı=0.079) birbirlerine çok yakın olduğu saptanmıştır. Ancak tabanlıklar, çıplak ayak ve ayakkabı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır.

Tablo 7: Orta duruş fazında diz fleksiyonunun karşılaştırılması (derece)

Tabanlıklar		Ortalama farkı	Sandard Hata	P(a)	95% Güven Aralığı
Çıplak ayak	Ayakkabı	0.892	0.609	1.000	-1.008 - 2.792
	Çelik	0.144	0.674	1.000	-1.958 - 2.246
	Poliüretan	0.114	0.901	1.000	-2.696 - 2.924
	Silikon	0.975	0.563	0.973	-0.781 - 2.732
Çelik	Ayakkabı	0.748	0.725	1.000	-1.512 - 3.008
	Poliüretan	-0.0301	0.787	1.000	-2.484 - 2.424
	Silikon	0.831	0.700	1.000	-1.353 - 3.015
Poliüretan	Ayakkabı	0.778	0.850	1.000	-1.872 - 3.428
	Silikon	0.861	0.571	1.000	-0.921 - 2.644
Silikon	Ayakkabı	-0.0832	0.490	1.000	-1.610 - 1.444

(a) Bonferroni düzeltmesi yapıldı

Orta duruş fazında diz fleksiyonunun derecesi çıplak ayak, ayakkabı ve tabanlıklar açısından değerlendirildiğinde en düşük derece silikon tabanlıktaki, en yüksek derece çıplak ayakta saptanmıştır. Çelik tabanlıklar ile poliüretan tabanlıklar arasında derece değerlerinin (ortalama farkı=0.03) birbirlerine çok yakın olduğu saptanmıştır. Ancak tabanlıklar, çıplak ayak ve ayakkabı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır.

Tablo 8: Parmak kalkışında diz fleksiyonunun karşılaştırılması (derece)

Tabanlıklar		Ortalama farkı	Sandard Hata	P(a)	95% Güven Aralığı
Çıplak ayak	Ayakkabı	-1.566	1.461	1.000	-6.124 to 2.992
	Çelik	-6.530	0.883	<0.0001(*)	-9.283 to -3.777
	Poliüretan	2.076	1.518	1.000	-2.659 to 6.811
	Silikon	-0.300	1.325	1.000	-4.434 to 3.833
Çelik	Ayakkabı	4.964	1.498	0.032(*)	0.291 to 9.636
	Poliüretan	8.606	1.552	0.000(*)	3.767 to 13.446
	Silikon	6.229	1.270	0.001(*)	2.270 to 10.189
Poliüretan	Ayakkabı	-3.642	1.097	0.031(*)	-7.063 to -0.222
	Silikon	-2.377	1.288	0.786	-6.395 to 1.641
Silikon	Ayakkabı	-1.266	1.184	1.00	-4.959 to 2.428

(a) Bonferroni düzeltmesi yapıldı

(*) istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.05$)

Parmak kalkışında diz fleksiyonunun derecesi çıplak ayak, ayakkabı ve tabanlıklar açısından değerlendirildiğinde en düşük derece poliüretan tabanlıktaki, en yüksek derece çelik tabanlıktaki saptanmıştır. En fazla ortalama derece farkı çelik tabanlıklar ile poliüretan tabanlıklar arasında bulunmuştur. (ortalama farkı=8.606) Bu fark çelik tabanlıklar lehine istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur($p=0.000$). Çelik tabanlıklar ile çıplak ayak karşılaştırıldığında diz fleksiyonu derecesi çelik tabanlıklar kullanımında istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur($p < 0.0001$). Çelik tabanlıklar ile silikon tabanlıklar karşılaştırıldığında derece değerlerinin istatistiksel olarak anlamlı fark gösterdiği saptanmıştır($p=0.001$). Poliüretan tabanlıklar ile

birlikte ayakkabı değerlendirildiğinde ise poliüretan tabanlıkta daha düşük derece gösterdiği ve bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu saptanmıştır($p=0.031$).

Tablo 9: Maksimum diz fleksiyonunun karşılaştırılması (derece)

Tabanlıklar		Ortalama farkı	Standart Hata	P(a)	95% Güven Aralığı
Çıplak ayak	Ayakkabı	-1.875	0.742	0.183	-4.160 - 0.411
	Çelik	-3.07	0.889	0.020(*)	-5.808 - -0.332
	Poliüretan	-2.374	0.873	0.117	-5.061 - 0.313
	Silikon	-2.004	1.313	1.000	-6.045 - 2.036
Çelik	Ayakkabı	1.195	0.688	0.945	-0.922 - 3.312
	Poliüretan	0.696	0.471	1.000	-0.755 - 2.147
	Silikon	1.066	1.305	1.000	-2.953 - 5.084
Poliüretan	Ayakkabı	0.5	0.587	1.000	-1.308 - 2.307
	Silikon	0.37	1.241	1.000	-3.450 - 4.190
Silikon	Ayakkabı	0.13	1.268	1.000	-3.773 - 4.033

(a) Bonferroni düzeltmesi yapıldı.

(*) istatistiksel olarak anlamlı ($p<0.05$)

Maksimum diz fleksiyonunun derecesi çıplak ayak, ayakkabı ve tabanlıklar açısından değerlendirildiğinde en düşük derece çıplak ayakta, en yüksek derece çelik tabanlıkta saptanmıştır. Silikon tabanlık ile ayakkabı arasında derece değerlerinin (ortalama farkı=0.13) birbirlerine çok yakın olduğu saptanmıştır. Çıplak ayak ile ayakkabı ($p=0.183$), çıplak ayak ile çelik tabanlık ($p=0.020$) ve çıplak ayak ile poliüretan tabanlık derece değerleri arasında

belirgin fark bulunmuştur. Çıplak ayak ve çelik tabanlık değerleri arasında bu fark (ortalama farkı=3.07) istatistiksel olarak anlamlıdır($p=0.020$).

Tablo 10: Topuk vuruşunda ayakbileği pozisyonunun karşılaştırılması (derece)

Tabanlıklar		Ortalama farkı	Sandard Hata	$P(a)$	95% Güven Aralığı
Çıplak ayak	Ayakkabı	2.541	1.418	0.839	-1.779 - 6.860
	Çelik	2.489	1.266	0.593	-1.368 - 6.346
	Poliüretan	3.752	1.394	0.118	-0.494 - 7.998
	Silikon	4.378	1.542	0.083	-0.320 - 9.077
Çelik	Ayakkabı	0.0516	0.517	1.000	-1.523 - 1.626
	Poliüretan	1.263	0.796	1.000	-1.162 - 3.687
	Silikon	1.889	0.722	0.141	-0.309 - 4.087
Poliüretan	Ayakkabı	-1.211	0.746	1.000	-3.485 - 1.063
	Silikon	0.626	0.504	1.000	-0.910 - 2.162
Silikon	Ayakkabı	-1.837	0.706	0.146	-3.988 - 0.314

(a) Bonferroni düzeltmesi yapıldı

Topuk vuruşunda ayakbileği pozisyonunun derecesi çıplak ayak, ayakkabı ve tabanlıklar açısından değerlendirildiğinde en düşük derece silikon tabanlıkta, en yüksek derece çıplak ayakta saptanmıştır. Silikon tabanlık ile çıplak ayak arasında derece değerleri (ortalama farkı=4.378) belirgin olarak farklı bulunmuştur($p=0.083$). Çelik tabanlık ile ayakkabı derece değerleri (ortalama farkı=0.0516) birbirine yakın bulunmuştur. Çelik tabanlık ile silikon tabanlık derece değerleri karşılaştırıldığında belirgin fark bulunmuştur($p=0.141$). Ancak tabanlıklar, çıplak ayak ve ayakkabı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır.

Tablo 11: Taban teması fazında ayakbileği pozisyonunun karşılaştırılması (derece)

Tabanlıklar		Ortalama farkı	Sandard Hata	P(a)	95% Güven Aralığı
Çıplak ayak	Ayakkabı	0.855	1.784	1.000	-4.567 - 6.276
	Çelik	0.783	2.001	1.000	-5.296 - 6.861
	Poliüretan	2.286	1.964	1.000	-3.680 - 8.251
	Silikon	2.573	1.874	1.000	-3.121 - 8.268
Çelik	Ayakkabı	0.0719	0.560	1.000	-1.629 - 1.773
	Poliüretan	1.503	0.809	0.733	-0.954 - 3.961
	Silikon	1.791	0.709	0.173	-0.364 - 3.945
Poliüretan	Ayakkabı	-1.431	0.719	0.561	-3.616 - 0.754
	Silikon	0.288	0.528	1.000	-1.318 - 1.893
Silikon	Ayakkabı	-1.719	0.729	0.253	-3.933 - 0.495

(a) Bonferroni düzeltmesi yapıldı

Taban teması fazında ayakbileği pozisyonunun derecesi çıplak ayak, ayakkabı ve tabanlıklar açısından değerlendirildiğinde en düşük derece silikon tabanlıktaki, en yüksek derece çıplak ayakta saptanmıştır. En yüksek fark çelik ile silikon tabanlıklar arasında bulunmuştur. Ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p=0.173$). En az derece farkı çelik tabanlıklar ile ayakkabı arasında bulunmuştur (ortalama farkı=0.0719). Poliüretan ile silikon tabanlıklar karşılaştırıldığında derece değerleri birbirine yakın bulunmuştur (ortalama farkı=0.288).

Tablo 12: Maksimum ayakbileği dorsifleksiyonunun karşılaştırılması (derece)

Tabanlıklar		Ortalama farkı	Standart Hata	P(a)	95% Güven Aralığı
Çıplak ayak	Ayakkabı	3.465	0.877	0.004(*)	0.808 - 6.121
	Çelik	3.872	0.928	0.002(*)	1.061 - 6.683
	Poliüretan	6.273	1.303	0.000(*)	2.325 - 10.221
	Silikon	5.476	1.226	0.001(*)	1.762 - 9.190
Çelik	Ayakkabı	-0.407	0.745	1.000	-2.665 - 1.850
	Poliüretan	2.401	0.803	0.055	-0.0327 - 4.834
	Silikon	1.604	0.747	0.400	-0.660 - 3.867
Poliüretan	Ayakkabı	-2.808	0.884	0.035(*)	-5.487 - -0.129
	Silikon	-0.797	0.665	1.000	-2.811 - 1.217
Silikon	Ayakkabı	-2.011	0.721	0.091	-4.196 - 0.173

(a) Bonferroni düzeltmesi yapıldı

(*) istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0.05$)

Maksimum ayakbileği dorsifleksiyonunun derecesi çıplak ayak, ayakkabı ve tabanlıklar açısından değerlendirildiğinde en düşük derece poliüretan tabanlıkta, en yüksek derece çıplak ayakta saptanmıştır. Çıplak ayak ile kıyaslandığında tüm tabanlıklarda derece farkı istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (Ayakkabı; $p=0.004$, çelik tabanlık; $p=0.002$, poliüretan tabanlık; $p=0.000$, silikon tabanlık; $p=0.001$). Çelik tabanlık ile poliüretan tabanlık arasındaki derece kıyaslandığında belirgin olarak farklı bulunmuştur (ortalama farkı=2.401). Ancak istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p=0.055$). Poliüretan tabanlık ile ayakkabı arasında derece değerleri karşılaştırıldığında anlamlı olarak poliüretanda azalma saptanmış olup (ortalama farkı=2.808), bu fark istatistiksel olarak anlamlıdır.

Tablo 13: Maksimum ayakbileği plantar fleksiyonunun karşılaştırılması (derece)

Tabanlıklar		Ortalama farkı	Sandard Hata	P(a)	95% Güven Aralığı
Çıplak ayak	Ayakkabı	2.946	1.091	0.115	-0.369 - 6.262
	Çelik	4.527	1.284	0.014(*)	0.626 - 8.428
	Poliüretan	3.731	1.174	0.035(*)	0.166 - 7.297
	Silikon	-0.286	0.609	1.000	-2.135 - 1.563
Çelik	Ayakkabı	1.581	0.800	0.576	-0.848 - 4.010
	Poliüretan	0.785	0.693	1.000	-1.320 - 2.890
	Silikon	-1.866	0.863	0.389	-4.487 - 0.755
Poliüretan	Ayakkabı	-0.796	0.799	1.000	-3.223 - 1.632
	Silikon	-1.071	0.776	1.000	-3.429 - 1.288
Silikon	Ayakkabı	2.946	1.091	0.115	-0.369 - 6.262

(a) Bonferroni düzeltmesi yapıldı

(*) istatistiksel olarak anlamlı ($p<0.05$)

Maksimum ayakbileği plantar fleksiyonunun derecesi çıplak ayak, ayakkabı ve tabanlıklar açısından değerlendirildiğinde en düşük derece çelik tabanlıktaki, en yüksek derece silikon tabanlıktaki saptanmıştır. Çıplak ayak ile kıyaslandığında çelik tabanlıktaki (ortalama fark=4.527) ve poliüretan tabanlıktaki (ortalama farkı=3.73) derece değerlerinde belirgin olarak azalma saptanmıştır. Bu farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0.014$) ($p=0.035$). Çıplak ayak ile ayakkabı arasındaki derece değerleri farkı, silikon tabanlıktaki ile ayakkabı derece değerleri farkı ile aynı ve belirgin derecede yüksek bulunmuştur. Ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p=0.115$).

Tablo 14: Kalça eklemi ekstansiyon momentinin karşılaştırılması (kg.m/sn)

Tabanlıklar		Ortalama farkı	Sandard Hata	P(a)	95% Güven Aralığı
Çıplak ayak	Ayakkabı	-0.0537	0.043	1.000	-0.204 - 0.0964
	Çelik	-0.098	0.054	0.966	-0.287 - 0.0906
	Poliüretan	-0.123	0.039	0.088	-0.258 - 0.0124
	Silikon	-0.121	0.039	0.093	-0.256 - 0.0134
Çelik	Ayakkabı	0.0443	0.070	1.000	-0.200 - 0.289
	Poliüretan	-0.0248	0.069	1.000	-0.265 - 0.215
	Silikon	-0.0235	0.074	1.000	-0.284 - 0.237
Poliüretan	Ayakkabı	0.0691	0.056	1.000	-0.125 - 0.263
	Silikon	0.00133	0.022	1.000	-0.0762 - 0.0789
Silikon	Ayakkabı	0.0678	0.050	1.000	-0.108 - 0.244

(a) Bonferroni düzeltmesi yapıldı

Kalça eklemi ekstansiyon momenti çıplak ayak, ayakkabı ve tabanlıklar açısından değerlendirildiğinde tüm tabanlıklarda ve ayakkabıda artış görülmüştür. En fazla moment poliüretanda, en az moment ayakkabıda saptanmıştır. Çıplak ayak ile poliüretan(ortalama farkı=0.123) ve çıplak ayak ile silikon(ortalama farkı=0.121) arasında belirgin moment farkı saptanmıştır. Ancak bu farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır($p=0.088$)($p=0.093$).

Tablo 15: Kalça eklemi fleksiyon momentinin karşılaştırılması (kg.m/sn)

Tabanlıklar		Ortalama farkı	Standart Hata	P(a)	95% Güven Aralığı
Çıplak ayak	Ayakkabı	0.099	0.096	1.000	-0.203 - 0.401
	Çelik	0.0744	0.125	1.000	-0.321 - 0.470
	Poliüretan	0.254	0.104	0.239	-0.0735 - 0.581
	Silikon	0.0905	0.079	1.000	-0.158 - 0.339
Çelik	Ayakkabı	0.0246	0.123	1.000	-0.364 - 0.413
	Poliüretan	0.179	0.122	1.000	-0.207 - 0.565
	Silikon	0.0161	0.127	1.000	-0.384 - 0.417
Poliüretan	Ayakkabı	-0.155	0.101	1.000	-0.472 - 0.162
	Silikon	-0.163	0.068	0.267	-0.379 - 0.0519
Silikon	Ayakkabı	0.00855	0.100	1.000	-0.307 - 0.324

(a) Bonferroni düzeltmesi yapıldı

Kalça eklemi ekstansiyon momenti çıplak ayak, ayakkabı ve tabanlıklar açısından değerlendirildiğinde tüm tabanlıklarda ve ayakkabıda çıplak ayağa göre azalma saptanmıştır. En fazla azalma poliüretan tabanlıkta saptanmıştır ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildir($p=0.239$).Tabanlıklar arasında en yüksek fleksiyon momenti çelik tabanlıkta saptanmıştır ancak istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır.Poliüretan ile silikon tabanlık karşılaştırıldığında poliüretan tabanlıkta daha fazla azalma saptanmış ancak anlamlı fark bulunmamıştır($p=0.267$).

Tablo 16: Diz eklemi fleksiyon momentinin karşılaştırılması (kg.m/sn)

Tabanlıklar		Ortalama farkı	Standart Hata	P(a)	95% Güven Aralığı
Çıplak ayak	Ayakkabı	-0.0224	0.017	1.000	-0.0757 - 0.0310
	Çelik	0.00064	0.023	1.000	-0.0711 - 0.0724
	Poliüretan	-0.00198	0.015	1.000	-0.0493 - 0.0454
	Silikon	0.00377	0.012	1.000	-0.0329 - 0.0404
Çelik	Ayakkabı	-0.023	0.019	1.000	-0.0823 - 0.0363
	Poliüretan	-0.00262	0.025	1.000	-0.0795 - 0.0743
	Silikon	0.00313	0.024	1.000	-0.0713 - 0.0776
Poliüretan	Ayakkabı	-0.0204	0.017	1.000	-0.0720 - 0.0313
	Silikon	0.00575	0.010	1.000	-0.0241 - 0.0356
Silikon	Ayakkabı	-0.0261	0.012	0.460	-0.0645 - 0.0122

(a) Bonferroni düzeltmesi yapıldı

Diz eklemi fleksiyon momenti çıplak ayak, ayakkabı ve tabanlıklar açısından değerlendirildiğinde çıplak ayak ile ayakkabı ve tabanlıklar arasında belirgin fark saptanmamıştır. En belirgin fark silikon tabanlıklar ile ayakkabı arasında saptanmıştır (ortalama farkı=0.026). Ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (p=0.46).

Tablo 17: Diz eklemi ekstansiyon momentinin karşılaştırılması (kg.m/sn)

Tabanlıklar		Ortalama farkı	Standart Hata	P(a)	95% Güven Aralığı
Çıplak ayak	Ayakkabı	-0.0791	0.046	0.977	-0.220 - 0.0618
	Çelik	-0.132	0.064	0.484	-0.326 - 0.0629
	Poliüretan	-0.137	0.052	0.140	-0.296 - 0.0223
	Silikon	-0.0763	0.045	0.997	-0.213 - 0.0605
Çelik	Ayakkabı	0.0524	0.060	1.000	-0.130 - 0.235
	Poliüretan	-0.00518	0.062	1.000	-0.194 - 0.184
	Silikon	0.0553	0.060	1.000	-0.127 - 0.237
Poliüretan	Ayakkabı	0.0576	0.052	1.000	-0.102 - 0.218
	Silikon	0.0604	0.028	0.376	-0.0240 - 0.145
Silikon	Ayakkabı	-0.00283	0.053	1.000	-0.165 - 0.159

(a) Bonferroni düzeltmesi yapıldı

Diz eklemi ekstansiyon momenti çıplak ayak, ayakkabı ve tabanlıklar açısından değerlendirildiğinde en fazla fark poliüretan tabanlıkta(ortalama farkı=0.137), en az fark silikon tabanlıkta(ortalama farkı=0.0763) bulunmuştur. Ancak çıplak ayak ile poliüretan tabanlık arasındaki bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır(p=0.140).Tabanlıklar arasındaki karşılaştırmada en belirgin fark poliüretan ile silikon arasında saptanmış olup(ortalama farkı=0.0604) poliüretanda daha fazla bulunmuştur. Ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır(p=0.376).

Tablo 18: Ayak bileği dorsifleksiyon momentinin karşılaştırılması (kg.m/sn)

Tabanlıklar		Ortalama farkı	Sandard Hata	P(a)	95% Güven Aralığı
Çıplak ayak	Ayakkabı	0.012	0.0132	1.000	-0.0284 to 0.0523
	Çelik	0.00611	0.014	1.000	-0.0367 to 0.0489
	Poliüretan	0.00196	0.0114	1.000	-0.0326 to 0.0366
	Silikon	-0.00388	0.0103	1.000	-0.0353 to 0.0276
Çelik	Ayakkabı	0.00586	0.0106	1.000	-0.0265 to 0.0382
	Poliüretan	-0.00414	0.0108	1.000	-0.0369 to 0.0286
	Silikon	-0.00999	0.00915	1.000	-0.0379 to 0.0179
Poliüretan	Ayakkabı	0.01	0.00882	1.000	-0.0169 to 0.0369
	Silikon	-0.00584	0.006	1.000	-0.0253 to 0.0136
Silikon	Ayakkabı	0.0158	0.009	0.776	-0.0105 to 0.0422

(*) Bonferroni düzeltmesi yapıldı

Ayak bileği dorsifleksiyon momenti çıplak ayak, ayakkabı ve tabanlıklar açısından değerlendirildiğinde en fazla fark ayakkabıda(ortalama farkı=0.012), en az fark poliüretan tabanlıkta (ortalama farkı=0.0019) saptanmıştır. Ancak bu farklar istatistiksel olarak anlamlı değildir.

Tablo 19: Ayak bileği plantarfleksiyon momentinin karşılaştırılması (kg.m/sn)

Tabanlıklar		Ortalama farkı	Standart Hata	P(a)	95% Güven Aralığı
Çıplak ayak	Ayakkabı	0.004	0.0143	1.000	-0.0394 - 0.0476
	Çelik	0.000	0.0148	1.000	-0.0450 - 0.0452
	Poliüretan	-0.004	0.012	1.000	-0.0405 - 0.0324
	Silikon	-0.010	0.0108	1.000	-0.0429 - 0.0232
Çelik	Ayakkabı	0.004	0.0109	1.000	-0.0291 - 0.0371
	Poliüretan	-0.004	0.0108	1.000	-0.0369 - 0.0286
	Silikon	-0.010	0.00915	1.000	-0.0379 - 0.0179
Poliüretan	Ayakkabı	0.008	0.00852	1.000	-0.0178 - 0.0341
	Silikon	-0.006	0.0064	1.000	-0.0253 - 0.0136
Silikon	Ayakkabı	0.014	0.009	1.000	-0.0135 - 0.0414

(a) Bonferroni düzeltmesi yapıldı

Ayak bileği dorsifleksiyon momenti çıplak ayak, ayakkabı ve tabanlıklar açısından değerlendirildiğinde çıplak ayak ile çelik arasında bir fark bulunmamıştır. En belirgin fark silikon tabanlıkta olup (ortalama farkı=0.010) bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır(p=1.000). Tabanlıklar arasında kıyaslama yapıldığında en fazla fark çelik tabanlık ile silikon tabanlık arasında (ortalama farkı=0.010), en az fark çelik tabanlık ile poliüretan tabanlık arasında (ortalama farkı=0.004) saptanmıştır. Ancak bu farklar istatistiksel olarak anlamlı değildir(p=1.00).

Tablo 20: Yer reaksiyon kuvveti 1. tepe değeri karşılaştırması (% Vücut ağırlığı)

Tabanlıklar		Ortalama farkı	Sandard Hata	<i>P(a)</i>	95% Güven Aralığı
Çıplak ayak	Ayakkabı	4.834	2.734	1.000	-8.218 - 17.886
	Çelik	3.97	2.223	1.000	-6.644 - 14.583
	Poliüretan	-0.247	1.096	1.000	-5.479 - 4.985
	Silikon	0.478	1.905	1.000	-8.617 - 9.572
Çelik	Ayakkabı	0.864	4.746	1.000	-21.790 - 23.518
	Poliüretan	-4.217	2.205	1.000	-14.742 - 6.308
	Silikon	-3.492	2.838	1.000	-17.038 - 10.054
Poliüretan	Ayakkabı	5.081	2.939	1.000	-8.945 - 19.108
	Silikon	0.725	2.1	1.000	-9.298 - 10.748
Silikon	Ayakkabı	4.356	3.285	1.000	-11.326 - 20.038

(a) Bonferroni düzeltmesi yapıldı

Yer reaksiyon kuvveti 1. tepe değeri çıplak ayak, ayakkabı ve tabanlıklar açısından değerlendirildiğinde en düşük kuvvet ayakkabıda(ortalama farkı=4.83), en yüksek kuvvet poliüretan tabanlıkta(ortalama farkı=0.247) saptanmıştır. Ancak bu farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır($p=1.000$). Tabanlıklar arasında karşılaştırma yapıldığında en az fark poliüretan tabanlık ile silikon tabanlık arasında(ortalama farkı=0.725), en fazla fark ise çelik tabanlık ile poliüretan tabanlık arasında bulunmuştur. Ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildir($p=1.000$).

Tablo 21: Yer reaksiyon kuvveti orta duruş fazı karşılaştırması (% Vücut ağırlığı)

Tabanlıklar		Ortalama farkı	Sandard Hata	P(a)	95% Güven Aralığı
Çıplak ayak	Ayakkabı	1.28	2.464	1.000	-10.481 - 13.041
	Çelik	-5.893	3.391	1.000	-22.081 - 10.294
	Poliüretan	1.333	1.773	1.000	-7.130 - 9.796
	Silikon	0.691	1.352	1.000	-5.764 - 7.146
Çelik	Ayakkabı	7.173	2.716	0.459	-5.791 - 20.138
	Poliüretan	7.226	3.004	0.612	-7.115 - 21.567
	Silikon	6.585	3.441	1.000	-9.843 - 23.012
Poliüretan	Ayakkabı	-0.0529	1.066	1.000	-5.143 - 5.038
	Silikon	-0.641	1.491	1.000	-7.757 - 6.474
Silikon	Ayakkabı	0.588	2.2	1.000	-9.914 - 11.091

(a) Bonferroni düzeltmesi yapıldı

Yer reaksiyon kuvveti orta duruş fazı çıplak ayak, ayakkabı ve tabanlıklar açısından değerlendirildiğinde en düşük kuvvet ayakkabıda en yüksek kuvvet çelik tabanlıktadır. Ancak bu farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p=1.000$). Tabanlıklar arasında karşılaştırma yapıldığında en az fark poliüretan tabanlık ile silikon tabanlık arasında (ortalama farkı=0.641), en fazla fark ise çelik tabanlık ile poliüretan tabanlık arasında bulunmuştur. Ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p=1.000$).

Tablo 22: Yer reaksiyon kuvveti 2. tepe değeri karşılaştırması (% Vücut ağırlığı)

Tabanlıklar		Ortalama farkı	Sandard Hata	P(a)	95% Güven Aralığı
Çıplak ayak	Ayakkabı	2.214	4.079	1.000	-17.257 - 21.684
	Çelik	-2.784	3.54	1.000	-19.680 - 14.112
	Poliüretan	1.368	1.598	1.000	-6.262 - 8.998
	Silikon	-0.337	0.752	1.000	-3.928 - 3.255
Çelik	Ayakkabı	4.997	3.459	1.000	-11.513 - 21.507
	Poliüretan	4.152	3.474	1.000	-12.429 - 20.732
	Silikon	2.447	3.133	1.000	-12.507 - 17.400
Poliüretan	Ayakkabı	0.846	3.549	1.000	-16.094 - 17.785
	Silikon	-1.705	1.936	1.000	-10.946 - 7.537
Silikon	Ayakkabı	2.55	4.272	1.000	-17.841 - 22.942

(a) Bonferroni düzeltmesi yapıldı

Yer reaksiyon kuvveti 2. tepe değeri çıplak ayak, ayakkabı ve tabanlıklar açısından değerlendirildiğinde en düşük kuvvet ayakkabıda (ortalama farkı=2.214), en yüksek kuvvet çelik tabanlıқта (ortalama farkı=2.784) saptanmıştır. Ancak bu farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır(p=1.000). Tabanlıklar arasında karşılaştırma yapıldığında en az fark poliüretan tabanlık ile silikon tabanlık arasında (ortalama farkı=1.705), en fazla fark ise çelik tabanlık ile poliüretan tabanlık arasında (ortalama farkı=4.152) bulunmuştur. Ancak bu farklar istatistiksel olarak anlamlı değildir(p=1.000).

5. TARTIŞMA

Çalışmamızda çıplak ayak, ayakkabı ve tabanlıklar arasında maksimum ayak bileği dorsifleksiyonu karşılaştırıldığı zaman, çıplak ayağa göre ayakkabı ve tabanlıkların ayak bileği dorsifleksiyonunu anlamlı olarak azalttığı saptanmıştır. Ayak bileği dorsifleksiyonunu en az azaltan ayakkabı olarak bulunmuştur. Maksimum ayak bileği dorsifleksiyonu en az poliüretan tabanlıkta bulunmuştur ve çıplak ayağa göre bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur($p<0.001$)(Tablo 12). Poliüretan tabanlık kullanımında ayakkabı kullanımına göre anlamlı azalma saptanmıştır($p=0.035$)(Tablo 12). Tabanlıklar arasında ise çelik tabanlıkta dorsifleksiyonda daha fazla artış (çıplak ayağa göre daha az azalma) gözlenmiştir. Poliüretan tabanlık ile karşılaştırıldığında belirgin fark bulunmuştur ancak bu fark anlamlı değildir($p=0.055$)(Tablo 12).

Maksimum ayakbileği plantar fleksiyonu, çıplak ayağa göre çelik ve poliüretan tabanlıkta anlamlı olarak azalmıştır($p=0.014$, $p=0.035$)(Tablo 13). Silikon tabanlıkta ise ayakkabıya ve diğer tabanlıklara göre artış saptanmıştır. Ancak anlamlı fark saptanmamıştır.

Ayak bileği vücuttaki diğer eklemlere göre daha fazla yaralanmaya ve santimetrekare başına daha fazla yüke maruz kalmasına rağmen, kalça ve dize göre yaklaşık 9 kat daha az ayak bileği dejeneratif hastalığı görülmektedir[49]. Ayak bileği artritinin belirtileri ağrı, eklem hareket açıklığında kısıtlılık, fonksiyon kısıtlılığı, şişlik ve ısı artışıdır[50]. Ayak bileği ağrısı ve artrit, ayak bileği hareketini azaltabilir ve yürüme değişikliğiyle ilişkili olabilir. Tedavi modaliteleri arasında analjezikler, fizik tedavi ve egzersiz, immobilizasyon ve breysleme ile cerrahi tedavi sayılabilir. Fizyoterapist ayak bileği eklem hareket açıklığını sağlayacak ve artıracak(özellikle ayak bileği dorsifleksiyonu) egzersizlerle hastaya destek olabilir. Ağrıyı azaltmak için kullanılacak tabanlığın cinsi tercih edilirken semptomları ve fizik tedaviyi destekleyecek yönde olmasına dikkat edilmelidir. Eklem hareket açıklığını sağlamak için hem dorsifleksiyonu, hem plantarfleksiyonu artıran tabanlık kullanımı, özellikle ayak bileği dorsifleksiyonunu daha çok artıracak tabanlık kullanımı tercih edilmesi uygun olabilir. Normal yürüyüşte ayakbileği 5 ile 10 derece dorsifleksiyon yapar. Bu aralıktaki anlamlı kısıtlılıklar ayak

biyomekaniğini değiştirerek kompensatuar değişikliklerle sonuçlanır. Dorsifleksiyon eklem hareketindeki kısıtlılık metatars başlarına basıncı ve orta ayakta bükölme streslerini artırır[51] .

Çalışmamızda maksimum ayak bileği dorsifleksiyonu değerlendirildiğinde, tabanlıklar arasında çelik tabanlıktaki dorsifleksiyonda daha fazla artış (çıplak ayağa göre daha az azalma) gözlenmiştir. Maksimum ayakbileği dorsifleksiyonunun derecesi çıplak ayak, ayakkabı ve tabanlıklar açısından değerlendirildiğinde ise en düşük derece poliüretan tabanlıktaki bulunmuştur. Bu bulgular göz önüne alındığında ayak bileği osteoartriti olan ve konservatif tedavi uygun görölen hastalarda tabanlık tercih edilirken ayak bileği dorsifleksiyonunun daha az azalması istenirse çelik tabanlık kullanılması daha uygun olabilir. Bununla birlikte hasta çelik tabanlığı rahat kullanamıyorsa ikinci tercih poliüretan tabanlık yerine silikon tabanlık olabilir.

Gastroknemius gerginliği aşıl tendon gerimini ve yüklenme aktiviteleri sırasında ayak bileği dorsifleksiyon sertliğini arttırır, aynı zamanda plantar fasya geriminin artışına sebep olur[52]. Aşıl tendonundaki gerim kuvveti(aktif veya pasif) ayak bileğinde plantarfleksiyon momenti oluşturur. Yük verme sırasında yürüme siklusunun duruş fazında ayak bileğindeki plantarfleksiyon momenti ayakbileğinin dorsifleksiyon hareketini yavaşlatabilir[53]. Örendurff ve ark. yaptığı bir çalışma, ayak bileği dorsifleksiyon kısıtlılığının artmasının önayaktaki plantar basıncı artırdığını göstermiştir[54]. Gastrokinemius veya aşıl tendonundaki bir gerginlik veya kısalık durumunda dorsifleksiyon hareketinin yavaşlaması ve kısıtlılık gelişmesi gözönüne alındığında, tedavide tabanlık tercih edilecekse çalışmamızda maksimum ayak bileği dorsifleksiyonunu tabanlıklar arasında daha fazla artıran (çıplak ayağa göre daha az azalma) çelik tabanlık kullanılması ön ayaktaki plantar basıncı daha az arttırabilir. Aynı zamanda aşıl tendon kısalığı veya aşıl tendon rüptürü cerrahisi sonrası fizyoterapi sırasında aşamalı olarak plantarfleksiyondan dorsifleksiyona geçişte daha az dorsifleksiyon sağlayandan daha çok sağlayan farklı tabanlıklar kullanılabilir.

Topuk ağrısı toplumda yaygın olarak görölmektedir[55]. Posterior kalkaneus bölgesindeki ağrı birçok sebebe bağlı olabilir. Bu sebeplerden bir

tanisi de İsveçli ortopedik cerrah, Patrick Haglund'un 1928 yılında bir sendrom olarak tanımladığı Haglund hastalığıdır. Bu sendrom, kalkaneusun postreosuperior köşesindeki kemik çıkıntı ve büyük posterior kallusla birlikte retrokalkaneal bursiti içerir[56]. Haglund hastalığında ayak bileği dorsifleksiyonunda kemik çıkıntının irritasyonu ve retrokalkaneal bursitin eşlik etmesi nedeniyle hastalarda ayak bileği dorsifleksiyonunda ağrı gözlenir. Cerrahi tedavi uygulanmayan olgularda, konservatif tedavi seçenekleri arasında tabanlık kullanımı da mevcuttur. Çalışmamızda maksimum ayak bileği dorsifleksiyonu en az poliüretan tabanlıkta bulunmuştur ve çıplak ayağa göre bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur($p<0.001$)(Tablo 12). Tabanlık tercihi yapılırken, ayak bileği dorsifleksiyonunu daha çok azaltan poliüretan tabanlık bu hastalarda tercih edilirse kemik çıkıntının irritasyonu azalarak bursitin şiddetinde ve ağrıda azalma gözlenebilir.

Aşil tendinitine bağlı topuk ağrısında da benzer şekilde dorsifleksiyonu azaltmak semptomları iyileştirebilir. Çalışmamızda maksimum ayakbileği plantar fleksiyonu, çıplak ayağa göre çelik ve poliüretan tabanlıkta anlamlı olarak azalmıştır($p=0.014$, $p=0.035$)(Tablo 13). Silikon tabanlıkta ise ayakkabıya ve diğer tabanlıklara göre artış saptanmıştır. Maksimum ayakbileği dorsifleksiyonu karşılaştırıldığı zaman, silikon tabanlıkta ayakkabıya göre dorsifleksiyonda belirgin azalma saptanmıştır. Bu fark istatistiksel olarak anlamlı olmasa da ($p=0.091$)(Tablo 12) ayak bileği dorsifleksiyonunun azalarak plantarfleksiyonun artmasını sağlayabilecek silikon tabanlık kullanılması hastaya yarar sağlayabilir.

Tarsal tünel sendromu, posterior tibial sinirin veya dallarının(medial plantar, lateral plantar, kalkaneal sinirler) tarsal tüneldeki tuzak nöropatisidir. Bu fibro-osseöz boşluk fleksör retinakulumun altında, medial malleolun posterior ve inferiorunda yer alır[57]. Dorsifleksiyonla ve eversiyonla ağrı ortaya çıkar ve tanı koymaya yardımcıdır[58]. Çalışmamızda ayak bileği dorsifleksiyonunun poliüretan tabanlık kullanımında daha çok azaldığını saptadık. Konservatif tedavi denenecek ve tabanlık kullanımı önerilecek olgularda dorsifleksiyonu daha fazla azaltan poliüretan tabanlık tercih edilmesi ağrı palyasyonu açısından uygun olabilir.

Topuk ağrısına neden olan patolojiler arasında en sık görüleni plantar fasiittir[59]. Plantar fasiite sebep olan eksternal ve internal faktörler tanımlanmıştır. Uzun süre ayakta durma, uygunsuz ayakkabı giyimi ve travma gibi eksternal faktörlerle birlikte, 1. metatarsofalangeal eklem hareketindeki kısıtlılık, kısıtlı ayak bileği dorsifleksiyonu, asimetrik bacak uzunluğu, plantar fasya kalınlaşması, gastrosoleus kas zayıflığı, ileri yaş, artmış vücut kitle indeksi gibi internal faktörler sayılabilir[60]. Riddle ve ark. yaptığı çalışmada sınırlı ayakbileği dorsifleksiyonunun plantar fasiit riskini anlamlı olarak artırdığını bulunmuştur[61]. Plantar fasiit tedavisi tartışmalı olmakla birlikte tedaviler arasında steroid enjeksiyonları, şok dalga tedavisi, gece splintleri, tabanlıklar, topuk pedleri, germe egzersizleri ve cerrahi tedavi sayılabilir[60, 62-64]. Plantar fasiitte, kişiye özel üretilen (custom-made) tabanlıkların plantar topuk ağrısını azaltmak için kullanılabildiği ancak hazır tabanlıklardan daha etkili olmadığı gösterilmiştir[65, 66].

Plantar fasiit tedavisinde önerilecek tabanlığın ayak bileği dorsifleksiyonunu daha da kısıtlayacak bir tabanlık olmamasına dikkat edilmelidir. Çalışmamızda maksimum ayak bileği dorsifleksiyonu değerlendirildiğinde, tabanlıklar arasında çelik tabanlıkta dorsifleksiyonda daha fazla artış (çıplak ayağa göre daha az azalma) gözlenmiştir. Maksimum ayakbileği dorsifleksiyonunun derecesi çıplak ayak, ayakkabı ve tabanlıklar açısından değerlendirildiğinde ise en düşük derece poliüretan tabanlıkta bulunmuştur. Ayak bileği dorsifleksiyonunu daha da azaltacak bir tabanlık plantar fasiitin şiddetini artırabilir. Bu nedenle, poliüretan veya silikon tabanlık yerine çelik tabanlık kullanılması dorsifleksiyonda daha az azalma yapacağı için daha uygun olabilir. Ancak plantar fasiit gelişimi sonrası ağrıyı azaltmak için istirahat amaçlı plantar fleksiyonu daha fazla artıran tabanlık tercihi hastaya yararlı olabilir.

Birçok patolojiye sekonder gelişebilen topuk ağrısının hangi patolojiye bağlı olduğunun ortaya konulması ve tabanlık seçiminde ona göre tercih yapılması hastaya daha fazla yarar sağlayabilir.

Düşük ayak, salınım fazı sırasındaki ayak bileği dorsifleksiyon eksikliğine bağlı oluşur. Bu durum diz, kalça ve karşı ekstremitenin

kompanseasyonu olmazsa ekstremite fonksiyonunda bozulmayla sonuçlanabilir. En yaygın sebebi tibialis anterior kasındaki aktivasyon eksikliğidir. Bu peroneal sinir yaralanması, radikulopati, polio sekeli, ayak bileği plantar fleksörleri ile dorsifleksörler arasındaki spastik denge bozukluğu gibi durumlara bağlı gelişebilir[43].

Yaptığımız çalışmada, tabanlıklar arasında maksimum ayak bileği dorsifleksiyonunu en fazla çelik tabanlığın artırdığını saptadık. Maksimum ayakbileği plantarfleksiyonu, çıplak ayağa göre çelik ve poliüretan tabanlıktaki anlamlı olarak azalmıştır($p=0.014$, $p=0.035$)(Tablo 12). Silikon tabanlıktaki ise ayakkabıya ve diğer tabanlıklara göre artış saptanmıştır. Düşük ayak her ne kadar primer olarak sallanma fazında problem ortaya çıkarsa da tibialis anterior kası medial longitudinal ark üzerindeki fonksiyonu nedeniyle duruş fazında da ayak mekaniğini etkiler. Bu etkilerin minimale indirilmesi ve duruş fazında medial longitudinal arkın desteklenmesi bakımından tabanlıklar önemli rol oynar. Bu nedenle plantar fleksiyon veya dorsifleksiyon etkisinden çok medial longitudinal arkın desteklenmesi ön planda olduğu için daha sert materyalden tabanlıklar kullanılabilir.

Parmak kalkışında diz fleksiyonunun derecesi çıplak ayak, ayakkabı ve tabanlıklar açısından değerlendirildiğinde en düşük derece poliüretan tabanlıktaki, en yüksek derece çelik tabanlıktaki saptanmıştır. En fazla ortalama derece farkı çelik tabanlıktaki ile poliüretan tabanlıktaki arasında bulunmuştur (ortalama farkı=8.606)(Tablo 8). Bu fark çelik tabanlıktaki lehine istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur($p<0.001$)(Tablo 8). Çelik tabanlıktaki ile çıplak ayak karşılaştırıldığında diz fleksiyonu derecesi çelik tabanlıktaki kullanımında istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur($p<0.0001$)(Tablo 8). Çelik tabanlıktaki ile silikon tabanlıktaki karşılaştırıldığında derece değerlerinin istatistiksel olarak anlamlı fark gösterdiği saptanmıştır($p= 0.001$)(Tablo 8). Poliüretan tabanlıktaki ile birlikte ayakkabı değerlendirildiğinde ise poliüretan tabanlıktaki daha düşük derece gösterdiği ve bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu saptanmıştır($p=0.031$)(Tablo 8).

Maksimum diz fleksiyonunun derecesi çıplak ayak, ayakkabı ve tabanlıklar açısından değerlendirildiğinde en düşük derece çıplak ayakta, en yüksek derece çelik tabanlıkta saptanmıştır. Silikon tabanlık ile ayakkabı arasında derece değerlerinin (ortalama farkı=0.13)(Tablo 9) birbirlerine çok yakın olduğu saptanmıştır. Çıplak ayak ile ayakkabı ($p=0.183$)(Tablo 9), çıplak ayak ile çelik tabanlık ($p=0.020$)(Tablo 9) ve çıplak ayak ile poliüretan tabanlık derece değerleri arasında belirgin fark bulunmuştur. Çıplak ayak ve çelik tabanlık değerleri arasında bu fark (ortalama farkı=3.07) istatistiksel olarak anlamlıdır($p=0.020$)(Tablo 9).

Diz fleksiyon derecesini çelik tabanlığın daha çok artırmış olması, başlangıçta ayak bileği dorsifleksiyonunun diğer tabanlıklara göre daha fazla olmasına bağlı olabilir.

Patellofemoral ağrı sendromu veya idiyopatik diz önü ağrısı genel pratikte ve spor hekimliği kliniklerinde yaygın karşılaşılan durumlardandır[67-69]. Patellofemoral ağrı sendromunda tedavide tabanlıkların yararlı olabileceğini söyleyen çalışmalar vardır[70, 71]. Collins ve ark. yaptığı çalışmada , hazır tabanlıkların patellofemoral ağrı sendromunun kısa süreli tedavisinde yararlı olduğunu ve fizyoterapinin tabanlıklara üstünlüğü olmadığını belirtmişlerdir[72].

Patellofemoral ağrı sendromuyla başvuran hastada tedavide tabanlık tercih edilecekse diz fleksiyonunun derecesi göz önünde bulundurulması yararlı olabilir. Bizim çalışmamızda parmak kalkışında diz fleksiyonunun derecesi dikkate alındığında çelik tabanlıkta derecenin arttığı, poliüretan tabanlıkta ise azaldığı ve en fazla azalmanın poliüretan tabanlıkta olduğu saptanmıştır. Bu nedenle patellofemoral ağrı sendromuyla başvuran hastalarda tabanlık tedavisi uygulanacaksa parmak kalkışında diz fleksiyonunu daha fazla artıran çelik tabanlık kullanımı hastanın yürüyüşünü daha da kolaylaştırabilir. Ancak çalışmanın hasta grubu ile tekrarlanması daha doğru bilgi verecektir.

Osteoartrit yaşlı popülasyonda kronik kas iskelet ağrısının önemli bir sebebidir[73]. Diz osteoartriti en yaygın osteoartrit formlarından biridir ve

yaşlılarda fonksiyon kısıtlılığına yol açan en sık kronik durumdur[74]. Medial kompartman lateral kompartmana göre 10 kat daha sık tutulur[75]. Medial kompartman diz osteoartrisinde medial kompartmandaki yüklenme artışına bağlı progresif varus deformitesi gelişebilir[76, 77].

Lateral kama tabanlıklar medial kompartman tutulumu olan osteoartrit hastalarında semptomatik yarar sağlayabilir[78]. Campos ve ark. nın diz osteoartritli hastalarda yaptığı VAS ve WOMAC skorlarının kullanıldığı çalışmada lateral kama tabanlıklarla nötral tabanlıklar karşılaştırıldığında gruplar arasında fark bulunamamıştır[79].

Diz osteoartritli hastalarda tabanlık tedavisinde literatürde lateral kama tabanlıkların yararları tartışmalı olsa da gerek lateral kamalı tabanlık gerekse nötral tabanlık kullanımında farklı materyal tabanlıklar hastanın parmak kalkışındaki diz fleksiyon derecesini ve maksimum diz fleksiyon derecesini değiştirerek yardımcı olabilir. Bizim çalışmamızda, parmak kalkışı sırasında diz fleksiyon derecesine bakıldığında çelik tabanlığın tek başına ayakkabı kullanımına göre dereceyi artırdığı istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur($p=0.032$)(Tablo 8). Tabanlıklar arasında kıyaslama yapıldığında hem poliüretan hem de silikon tabanlığın ayakkabıya göre daha az fleksiyon derecesi sağladığı görülmüştür. Poliüretan tabanlığın ayakkabıya göre fleksiyon derecesini anlamlı olarak azalttığı saptanmıştır($p=0.031$)(Tablo 8). Bu nedenle gonartrozlu hastalarda tabanlık tercih ederken poliüretan tabanlıktan kaçınarak çelik tabanlık reçete edilmesi daha yararlı olabilir.

Çalışmamızda maksimum diz fleksiyonunun derecesi çıplak ayak, ayakkabı ve tabanlıklar açısından değerlendirildiğinde en düşük derece ayakkabıda, en yüksek derece çelik tabanlıkta saptanmıştır. Çelik tabanlık ile ayakkabı arasında fark saptanmış ancak anlamlı bulunmamıştır($p=0.945$)(Tablo 9). Çelik tabanlık kullanımında çıplak ayağa göre anlamlı derece artışı gözlenmiştir($p=0.020$)(Tablo 9). Çelik tabanlık ile ayakkabı arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmamasına rağmen tercih edilecek tabanlığın çelik olması silikon veya poliüretan tabanlığa göre daha avantajlı olabilir. Çelik tabanlığın çıplak ayağa göre anlamlı derece artışının klinik olarak avantajlı olmadığı söylenebilir. Ancak diz fleksiyon kısıtlılığı

düşme ile sonuçlanabilir[80]. Bu nedenle çıplak ayağa göre anlamlı fark olması nedeniyle gonartroz hastalarına ev içerisinde çıplak ayak yerine içerisinde çelik tabanlıklar yerleştirilmiş bir ayakkabı kullanımı önerilerek hastaların düşme riski azaltılabilir. Gonartrozda tabanlıklar kullanılmaktaki amaç yürüme sırasında diz eklemine etki eden yer reaksiyon kuvvetini azaltmaktır. Bizim çalışmamızda yer reaksiyon kuvveti açısından tabanlıklar arasında bir fark bulunmamıştır.

Topuk vuruşu fazında diz fleksiyonunun derecesi çıplak ayak, ayakkabı ve tabanlıklar açısından değerlendirildiğinde çıplak ayağa göre en yüksek derece poliüretan tabanlıklarda saptanmıştır($p=0.265$)(Tablo 5). Tabanlıklar arasında kıyaslama yapıldığında ise en belirgin fark poliüretan tabanlıklar ile silikon tabanlıklar arasında bulunmuştur($p=0.133$)(Tablo 5). Bu farklar istatistiksel olarak anlamlı değildir ancak yine de tabanlıklar seçiminde yardımcı olabilir.

Topuk vuruşu fazında ayakbileği pozisyonunun derece olarak karşılaştırılmasında en fazla azalma silikon tabanlıklarda saptanmıştır. Bu azalma çelik tabanlıklara göre belirgin bulunmuş ancak fark istatistiksel olarak anlamlı değildir($p=0.141$)(Tablo 10). Benzer şekilde taban teması fazında da ayak bileği pozisyonu farkı en fazla çelik tabanlıklar ile silikon tabanlıklar arasında bulunmuştur($p=0.173$)(Tablo 11).

Kalça eklemi ekstansiyon momenti karşılaştırılmasında ise en belirgin fark çıplak ayak ile poliüretan tabanlıklar arasında saptanmış ancak anlamlı fark bulunmamıştır($p=0.088$)(Tablo 14). Ancak bu fark tedavi sırasında yardımcı olabilir. Bir diğer karşılaştırmada kalça eklemi fleksiyon momenti değerlendirildiğinde ise en belirgin farkın anlamlı olmasa da poliüretan tabanlıklar ile silikon tabanlıklar arasında olduğu saptanmıştır($p=0.267$)(Tablo 15). Çalışmada diz ekstansiyon momenti karşılaştırılmasında da tabanlıklar arasında en belirgin fark poliüretan ve silikon tabanlıklar arasında saptanmıştır($p=0.3769$)(Tablo 17).

Yer reaksiyon kuvveti orta duruş fazı karşılaştırıldığı zaman çelik tabanlıklar ile ayakkabı arasında belirgin fark saptanmıştır($p=0.459$)(Tablo 21).

Tabanlıklar arasında ise en belirgin fark çelik tabanlılık ile poliüretan tabanlılık arasında bulunmuştur($p=0.612$)(Tablo 21). Bu farklar istatistiksel olarak anlamlı olmasa da yer reaksiyon kuvvetini azaltmak istenildiği durumlarda önerilecek tabanlılığın çelik tabanlılık yerine poliüretan tabanlılık olması daha faydalı olabilir.

Koksartroz nedeniyle bir kalçasına intramedüller diğer kalçasına plaklı protez uygulanan 4 hastanın yer aldığı ve kalça, diz, ayakbileği momentlerinin değerlendirildiği bir çalışmada her iki ekstremitede arasındaki momentlerde anlamlı olmasa da fark bulunmuştur[81]. Bu farkı daha da azaltmak için bir ekstremitede tabanlılık kullanılması ve bu tabanlılık çeşidinin çalışmamızda elde ettiğimiz veriler doğrultusunda olması hastaya yarar sağlayabilir. Ancak bunu daha anlamlı kılacak çalışmalara ihtiyaç vardır.

Angin ve ark. yaptıkları bir çalışmada pes planuslu hasta grubunda fleksör hallucis longus ve fleksör hallucis brevis kaslarında kalınlaşma olduğunu bulmuşlardır[82]. Ayrıca plantar fasyanın orta ve ön kısımları pes planus grubunda daha ince bulunmuştur. Kas kalınlıklarındaki ve fasyadaki bu kalınlık değişimleri ayak bileği dorsi-plantarfleksiyonunda etkili olabilir. Dolayısıyla pes planusta önerilecek tabanlılığın bu bilgiler ve çalışmamızda elde ettiğimiz veriler ışığında seçilme tedavi başarısına katkıda bulunabilir. Ancak bunu daha net söyleyebilmek için çalışmanın pes planuslu hasta grubu ile yapılması gerekmektedir.

6. SONUÇ

1. Farklı materyallerden yapılan tabanlıklar yürüme üzerine farklı etkiler gösterebilmektedir.
2. Ayakbileği dorsifleksiyonunu en fazla artıran tabanlık çelik tabanlıktır.
3. Poliüretan tabanlık ayakbileği dorsifleksiyonunu azaltmaktadır.
4. Çelik tabanlık maksimum diz fleksiyonunu artırmaktadır.
5. Benzer semptomlarla başvurabilen hastalarda tanı ve patofizyolojinin gözönünde bulundurularak tabanlık çeşidinin belirlenmesi hastanın semptomlarında daha fazla iyileşme sağlayabilir.
6. Yaptığımız çalışmanın örneklemini sağlıklı bireyler oluşturduğundan benzer bir çalışmanın hasta grupları ile birlikte karşılaştırmalı yapılması tabanlıkların patolojik durumlardaki etkilerini ortaya çıkarmada yardımcı olabilir. Bunun yanında çalışmanın daha geniş gruplarda yapılması daha fazla anlamlı sonuç ortaya çıkarabilir. Ayrıca benzer bir çalışmanın çocuk ve ileri yaş gruplarında da yapılmasının, elde edilen verilerin bu yaş grupları için de fikir sahibi olunmasına katkısı olabilir.

7.KAYNAKLAR

1. Murley, G.S. and A.R. Bird, The effect of three levels of foot orthotic wedging on the surface electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2006. 21(10): p. 1074-80.
2. Nurse, M.A., et al., Changing the texture of footwear can alter gait patterns. *J Electromyogr Kinesiol*, 2005. 15(5): p. 496-506.
3. Mundermann, A., et al., Foot orthoses affect frequency components of muscle activity in the lower extremity. *Gait Posture*, 2006. 23(3): p. 295-302.
4. Schuster, R.O., A history of orthopedics in podiatry. *J Am Podiatry Assoc*, 1974. 64(5): p. 332-45.
5. Barrios, J.A., et al., Walking shoes and laterally wedged orthoses in the clinical management of medial tibiofemoral osteoarthritis: a one-year prospective controlled trial. *Knee*, 2009. 16(2): p. 136-42.
6. Dagnall, J., History of foot supports. *British J Chiropody*, 1967. 32(1): p. 5-7.
7. Lee, W.E., Podiatric biomechanics. An historical appraisal and discussion of the Root model as a clinical system of approach in the present context of theoretical uncertainty. *Clin Podiatr Med Surg*, 2001. 18(4): p. 555-684; discussion 685-90, v.
8. Root ML, O.W., Weed JH, RJ Hughes, Biomechanical Examination of the Foot. *Clinical Biomechanics Corporation*, Los Angeles, 1971. 1.
9. Moraros, J. and W. Hodge, Orthotic survey. Preliminary results. *J Am Podiatr Med Assoc*, 1993. 83(3): p. 139-48.
10. Walter, J.H., Jr., G. Ng, and J.J. Stoltz, A patient satisfaction survey on prescription custom-molded foot orthoses. *J Am Podiatr Med Assoc*, 2004. 94(4): p. 363-7.
11. Kirby KA, G.D., Evaluation and Nonoperative Management of Pes Valgus. *Foot and Ankle Disorders in Children*. Churchill-Livingstone, New York, in DeValentine S.(ed.), 1992: p. 295–327.
12. TE, S., A Compendium of Podiatric Biomechanics. *California College of Podiatric Medicine*, San Francisco, 1971.
13. Kirby, K.A., Methods for determination of positional variations in the subtalar joint axis. *J Am Podiatr Med Assoc*, 1987. 77(5): p. 228-34.
14. Kirby, K.A., Rotational equilibrium across the subtalar joint axis. *J Am Podiatr Med Assoc*, 1989. 79(1): p. 1-14.
15. Kirby, K.A., Subtalar joint axis location and rotational equilibrium theory of foot function. *J Am Podiatr Med Assoc*, 2001. 91(9): p. 465-87.
16. KA, K., Lateral heel skive orthosis technique. *Precision Intricast Newsletter*. Precision Intricast, Inc., Payson, AZ, . , September 2004.
17. MacLean CL, H.J., Short and long-term influence of a custom foot orthotic intervention on lower extremity dynamics in injured runners. *Annual ISB Meeting*, Cleveland, September 2005.
18. Mundermann, A., et al., Foot orthotics affect lower extremity kinematics and kinetics during running. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2003. 18(3): p. 254-62.
19. Williams, D.S., 3rd, I. McClay Davis, and S.P. Baitch, Effect of inverted orthoses on lower-extremity mechanics in runners. *Med Sci Sports Exerc*, 2003. 35(12): p. 2060-8.
20. Woodburn, J., P.S. Helliwell, and S. Barker, Changes in 3D joint kinematics support the continuous use of orthoses in the management of painful rearfoot

- deformity in rheumatoid arthritis. *J Rheumatol*, 2003. 30(11): p. 2356-64.
21. Nawoczenski, D.A. and P.M. Ludewig, Electromyographic effects of foot orthotics on selected lower extremity muscles during running. *Arch Phys Med Rehabil*, 1999. 80(5): p. 540-4.
22. Tomaro, J. and R.G. Burdett, The effects of foot orthotics on the EMG activity of selected leg muscles during gait. *J Orthop Sports Phys Ther*, 1993. 18(4): p. 532-6.
23. Mundermann, A., et al., Orthotic comfort is related to kinematics, kinetics, and EMG in recreational runners. *Med Sci Sports Exerc*, 2003. 35(10): p. 1710-9.
24. Rome, K. and C.L. Brown, Randomized clinical trial into the impact of rigid foot orthoses on balance parameters in excessively pronated feet. *Clin Rehabil*, 2004. 18(6): p. 624-30.
25. Burns, J., et al., Effective orthotic therapy for the painful cavus foot: a randomized controlled trial. *J Am Podiatr Med Assoc*, 2006. 96(3): p. 205-11.
26. Postema K, B.P., Zande ME, Limbeek J, Primary metatarsalgia: the influence of a custom moulded insole and a rockerbar on plantar pressure. *Prosthet Orthot Int*, 1998. 22: p. 35 - 44.
27. Duffin, A.C., et al., High plantar pressure and callus in diabetic adolescents. Incidence and treatment. *J Am Podiatr Med Assoc*, 2003. 93(3): p. 214-20.
28. Li, C.Y., et al., Biomechanical evaluation of foot pressure and loading force during gait in rheumatoid arthritic patients with and without foot orthosis. *Kurume Med J*, 2000. 47(3): p. 211-7.
29. Lobmann, R., et al., Effects of preventative footwear on foot pressure as determined by pedobarography in diabetic patients: a prospective study. *Diabet Med*, 2001. 18(4): p. 314-9.
30. Roberta Nole, D.S.K., Juan C. Garbalosa, Elicia Pollard, and John Thompson, Foot orthoses, in *Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation*. 2013. p. 181-219.
31. Smith, L.S., et al., The effects of soft and semi-rigid orthoses upon rearfoot movement in running. *J Am Podiatr Med Assoc*, 1986. 76(4): p. 227-33.
32. Riegler, H.F., Orthotic devices for the foot. *Orthop Rev*, 1987. 16(5): p. 293-303.
33. Niehaus, L.P., Sorbothotics, soft tissue supplement orthoses. *J Am Podiatr Med Assoc*, 1985. 75(1): p. 46-7.
34. Spence, W.R. and M.N. Shields, Prevention of blisters, callosities and ulcers by absorption of shear forces. *J Am Podiatry Assoc*, 1968. 58(10): p. 428-34.
35. Volshin AS, W.J., Influence of artificial shock absorbers on human gait. *Clin Orthop Relat Res*, 1981. 160: p. 52 - 56.
36. McPoil TG, B.R., The foot and ankle: Biomechanical evaluation and treatment. *Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. St. Louis, MO, C V Mosby Co In Gould JA, Davies GJ (eds), 1985. 2: p. 313 - 341.
37. MW, W., *Gait analysis: An introduction*. Butterworth-Heinemann Ltd. Oxford, , 1996.
38. HC, G., *Yürüyüş Analizi: Temel kavramlar ve uygulama*. Güneş Kitabevi. Ankara, ed. Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon. 2000.
39. Malanga G., D.J., *Clinical Observation. RRDS Gait Analysis in the Science of Rehabilitation*. Vol. 1. 1998.
40. T.C. Milli Eğitim Bakanlığı, *Ortopedik Protez ve Ortez Yürüme Analizi-1*. 2011: ANKARA.
41. Lehmann, J.F., et al., Gait abnormalities in tibial nerve paralysis: a

- biomechanical study. *Arch Phys Med Rehabil*, 1985. 66(2): p. 80-5.
42. Ostrosky, K.M., et al., A comparison of gait characteristics in young and old subjects. *Phys Ther*, 1994. 74(7): p. 637-44; discussion 644-6.
 43. Talaty, A.E.a.M., *GAIT ANALYSIS: TECHNOLOGY AND CLINICAL APPLICATIONS*. Physical medicine and rehabilitation. 2011.
 44. Olfat Mohamed, D.C., Heather Worden, and Edmond Ayyappa, Clinical Assessment of Gait, in *Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation*. 2013.
 45. Kaufman, K.R.a.S., D. H. , *Kinematics of Normal Human Walking*. 3rd edition ed. 2006: Lippincott Williams & Wilkins.
 46. Karol, L.A., Gait Analysis, in *Tachdjian's Pediatric Orthopaedics*. 2014. p. 71-78.
 47. Y., S., Yürüme Analizi, in *Postür Denge ve Yürüme Bozuklukları*. 2008. p. 35.
 48. Yalçın, S., N. Berker, G Yavuzer, H. Gök, Yürüme Analizi. 2001, İstanbul: Avrupa Matbaacılık.
 49. Huch, K., K.E. Kuettner, and P. Dieppe, Osteoarthritis in ankle and knee joints. *Semin Arthritis Rheum*, 1997. 26(4): p. 667-74.
 50. Altman, R.D. and D. Dean, Pain in osteoarthritis. Introduction and overview. *Semin Arthritis Rheum*, 1989. 18(4 Suppl 2): p. 1-3.
 51. M., M., Foot Orthoses, in *AAOS Atlas of Orthoses and Assistive Devices*. 2008. p. 335-341.
 52. JP., H., The Effect of the Gastrocnemius on the Plantar Fascia. *Foot Ankle Clin N Am* 2014. 19: p. 701-718.
 53. MW., W., Normal Gait, in *Gait Analysis*. 2007, Butterworth-Heinemann Elsevier: Oxford (United Kingdom). p. 47-100.
 54. Orendurff, M.S., et al., An equinus deformity of the ankle accounts for only a small amount of the increased forefoot plantar pressure in patients with diabetes. *J Bone Joint Surg Br*, 2006. 88(1): p. 65-8.
 55. Crawford, F., Plantar heel pain and fasciitis. *Clin Evid*, 2003(10): p. 1431-43.
 56. Jerosch, J., Endoscopic calcaneoplasty. *Foot Ankle Clin*, 2015. 20(1): p. 149-65.
 57. Ahmad, M., et al., Tarsal tunnel syndrome: A literature review. *Foot Ankle Surg*, 2012. 18(3): p. 149-52.
 58. Kinoshita, M., et al., The dorsiflexion-eversion test for diagnosis of tarsal tunnel syndrome. *J Bone Joint Surg Am*, 2001. 83-A(12): p. 1835-9.
 59. Thomas, J.L., et al., The diagnosis and treatment of heel pain: a clinical practice guideline-revision 2010. *J Foot Ankle Surg*, 2010. 49(3 Suppl): p. S1-19.
 60. Irving, D.B., et al., Obesity and pronated foot type may increase the risk of chronic plantar heel pain: a matched case-control study. *BMC Musculoskelet Disord*, 2007. 8: p. 41.
 61. Riddle, D.L., et al., Risk factors for Plantar fasciitis: a matched case-control study. *J Bone Joint Surg Am*, 2003. 85-A(5): p. 872-7.
 62. Cole, C., C. Seto, and J. Gazewood, Plantar fasciitis: evidence-based review of diagnosis and therapy. *Am Fam Physician*, 2005. 72(11): p. 2237-42.
 63. Crawford, F. and C.E. Thomson, *WITHDRAWN*. Interventions for treating plantar heel pain. *Cochrane Database Syst Rev*, 2010(1): p. CD000416.
 64. McPoil, T.G., et al., Heel pain--plantar fasciitis: clinical practice guidelines linked to the international classification of function, disability, and health from the orthopaedic section of the American Physical Therapy Association. *J*

- Orthop Sports Phys Ther, 2008. 38(4): p. A1-A18.
65. Crawford, F. and C. Thomson, Interventions for treating plantar heel pain. *Cochrane Database Syst Rev*, 2003(3): p. CD000416.
 66. Pfeffer, G., et al., Comparison of custom and prefabricated orthoses in the initial treatment of proximal plantar fasciitis. *Foot Ankle Int*, 1999. 20(4): p. 214-21.
 67. Ballas, M.T., J. Tytko, and D. Cookson, Common overuse running injuries: diagnosis and management. *Am Fam Physician*, 1997. 55(7): p. 2473-84.
 68. Baquie, P. and P. Brukner, Injuries presenting to an Australian sports medicine centre: a 12-month study. *Clin J Sport Med*, 1997. 7(1): p. 28-31.
 69. van Middelkoop, M., et al., Knee complaints seen in general practice: active sport participants versus non-sport participants. *BMC Musculoskelet Disord*, 2008. 9: p. 36.
 70. Wiener-Ogilvie S, J.R., A randomised trial of exercise therapy and foot orthoses as treatment for knee pain in primary care. *Br J Podiatry*, 2004. 7: p. 43-9.
 71. Eng JJ, P.M., Evaluation of soft foot orthotics in the treatment of patellofemoral pain syndrome. . *Phys Ther*, 1993. 73: p. 62-8; discussion 68-70.
 72. Collins, N., et al., Foot orthoses and physiotherapy in the treatment of patellofemoral pain syndrome: randomised clinical trial. *Br J Sports Med*, 2009. 43(3): p. 169-71.
 73. Lawrence, R.C., et al., Estimates of the prevalence of arthritis and other rheumatic conditions in the United States. Part II. *Arthritis Rheum*, 2008. 58(1): p. 26-35.
 74. Buckwalter, J.A., C. Saltzman, and T. Brown, The impact of osteoarthritis: implications for research. *Clin Orthop Relat Res*, 2004(427 Suppl): p. S6-15.
 75. Ledingham, J., et al., Radiographic patterns and associations of osteoarthritis of the knee in patients referred to hospital. *Ann Rheum Dis*, 1993. 52(7): p. 520-6.
 76. Hayashi, D., et al., Knee malalignment is associated with an increased risk for incident and enlarging bone marrow lesions in the more loaded compartments: the MOST study. *Osteoarthritis Cartilage*, 2012. 20(11): p. 1227-33.
 77. Sharma, L., et al., The role of varus and valgus alignment in the initial development of knee cartilage damage by MRI: the MOST study. *Ann Rheum Dis*, 2013. 72(2): p. 235-40.
 78. Hinman, R.S., et al., Lateral wedges in knee osteoarthritis: what are their immediate clinical and biomechanical effects and can these predict a three-month clinical outcome? *Arthritis Rheum*, 2008. 59(3): p. 408-15.
 79. Campos, G.C., et al., Lateral wedge insole for knee osteoarthritis: randomized clinical trial. *Sao Paulo Med J*, 2015. 133(1): p. 13-9.
 80. Ota, S., et al., Effects of a custom-made hinged knee brace with knee flexion support for patients with knee osteoarthritis: a preliminary study. *Nagoya J Med Sci*, 2015. 77(1-2): p. 95-101.
 81. Angin, S., et al., Gait assessment in patients with thrust plate prosthesis and intramedullary stemmed prosthesis implanted to each hip. *Arch Orthop Trauma Surg*, 2007. 127(2): p. 91-6.
 82. Angin, S., et al., Ultrasound evaluation of foot muscles and plantar fascia in pes planus. *Gait Posture*, 2014. 40 (1): p. 48-52.