



Koşu Biyomekaniği

Ozan Sever¹, Ali Erdem Çiğerci², Rıdvan Kır³, Cihan Baykal⁴, Necip Fazıl Kışalı¹, Gökhan İpekoğlu⁵, Metin Yaman⁶

Özet

Yayın Bilgisi

Gönderi Tarihi: 10.02.2021

Kabul Tarihi: 24.03.2021

Online Yayın Tarihi:

24.03.2021

Anahtar Kelimeler

Koşu, Yürüme, Kinematik, Kinetik, Ayak, Kalça, Diz

Bu derleme makalesi, koşu analizi ile ilgili bilgileri özetlemektedir. Makalede yürüme ve koşmanın karşılaştırılması ve ilişkisi açıklanmıştır. Koşunun destek ve salınım fazları ve bu fazların kendisine özgü özellikleri aktarılmıştır. Pelvis, kalça, diz, gövde, ayak eklemlerinin ve vücut kütle merkezinin ve farklı koşu hızlarındaki kinematiği elit sporculara özgü açılara bağlı kalınarak açıklanmaya çalışılmıştır. Eklem kinetikleri ve momentleri oluşturan kaslar belirtilmiştir. Koşu biyomekaniği ve koşu ekonomisi arasındaki ilişki değerlendirilmiştir. Edinilen biyomekanik bilgiye bağlı olarak koşu biyomekaniği ve koşu yaralanmaları arasındaki ilişki açıklanmaya çalışılmıştır. Aktarılan bilgilerin koşu anormallikleri, kompanzasyonlar, yaralanma mekanizmaları ve antrenman düzenlemeleri ile ilgili fikir vereceği düşünülmektedir.

Biomechanics of Running Gait

Abstract

Article Info

Received: 10.02.2021

Accepted: 24.03.2021

Online Published:

24.03.2021

Keywords

Running, walking, kinematics, kinetic, foot, hip, knee

This review article summarizes the current information on running analysis. The comparison and relationship of walking and running are explained in the article. The support and oscillation phases of running and the specific features of these phases are mentioned. The kinematics of body mass center and pelvis, hip, knee, trunk, foot joints at different running speeds are tried to be clarified by adhering to the angles specific to elite athletes. The muscles that make up the joint kinetics and moments are indicated. The relationship between running biomechanics and energy efficiency is evaluated. Depending on the biomechanical information obtained, the relationship between running biomechanics and running injuries has been tried to be explained. It is thought that the transferred information will give an idea about running abnormalities, injury mechanisms and training arrangements

¹Atatürk Üniversitesi Üniversitesi, Spor Bilimleri Fakültesi, Erzurum /Türkiye

²Kastamonu Üniversitesi, Spor Bilimleri Fakültesi, Kastamonu/Türkiye

³Necmettin Erbakan Üniversitesi, Ahmet Keleşoğlu Eğitim Fakültesi, Konya/Türkiye

⁴Gazi Üniversitesi, Spor Bilimleri Fakültesi, Ankara/Türkiye

⁵Sinop Üniversitesi, Spor Bilimleri Fakültesi, Sinop/Türkiye

⁶Dokuz Eylül Üniversitesi, Spor Bilimleri Fakültesi, İzmir/Türkiye

Giriş

Doğru koşu biyomekaniği kinetik zinciri oluşturan tüm elemanların senkronize çalışmasını gerektirir. Lomber omurgadan alt ekstremitelere doğru düzgün olmayan postür ve yanlış kinetik dizilim koşu mekaniğini bozar ve yaralanmaya sebep olabilir. Bu bakımdan koşu ve yürümenin analiz edilmesi ve kinetik zincir boyunca kinematiği ve kinetiğinin öğrenilmesi gerekmektedir (Dugan & Bhat, 2005). Bireylerin koşu esnasında dinamik olarak analiz edilmesi kuvvet, hareketlilik, stabilizasyon ve kassal hafıza yeteneklerini nasıl kullandıkları hakkında bilgi verir. Tekrarlayan koşma hareketleri boyunca dengesizliğe yol açan biyomekaniksel nedenleri göz ardı etmek, disfonksiyona dönüşecektir. Modern yürüme ve koşu analizleri,

bireylerde ve popülasyonda objektif, nicel değerler vererek disfonksiyonların kaynaklarının belirlenmesini sağlamaktadırlar (Dicharry, 2010). Bu disfonksiyonlara neden olan kaynakların tespit edilip düzeltilmesi gerekmektedir. Bu bakımdan yürüme ve koşma döngüsünün fazlarının kinematik, kinetik özelliklerinin bilinmesi önemlidir.

Koşu biyomekaniği çalışmaları, bir insanın koşmasına yardımcı olan alt ekstremitelerin ve genel kinetik zincirin yapısını, işlevini ve kabiliyetini anlama anlamına gelir (Dicharry, 2010; Nicola & Jewison, 2012). İki kişi aynı anatomi, kuvvet veya propriyoseptif nitelikleri paylaşmasa da, her bireyin koşu döngüsünün koşudan kaynaklanan yaralanmaların teşhisi ve tedavisi konusundaki rolü hakkında anlaşılması gereken birçok benzerlik vardır (Dicharry, 2010). Koşu analizinin nihai amacı, bir bireyin işlevsel yetenekleri, sınırlılıkları ve koşu hareket deseni (patern) arasındaki ilişkiyi anlayarak yaralanmayı önlemek ve performansı artırmaktır. Koşu ve yürüme analizlerinde genel olarak beş farklı ölçüm sistemi kullanılır. Bunlar hareketin kinematik analizi, dinamik elektromiyografi (EMG), kuvvet platformu verileri (kinetikler), enerji harcaması verileri ve adım karakteristiği ölçümleridir (Dugan & Bhat, 2005). İngilizcede koşu ve yürüme analizi adımlama analizi şeklinde “gait analysis” olarak ifade edilmekte, koşu analizi “running gait analysis”, yürüme analizi “walking gait analysis” şeklinde kullanılmaktadır.

Koşu Döngüsü – Yürüme Döngüsü İlişkisi

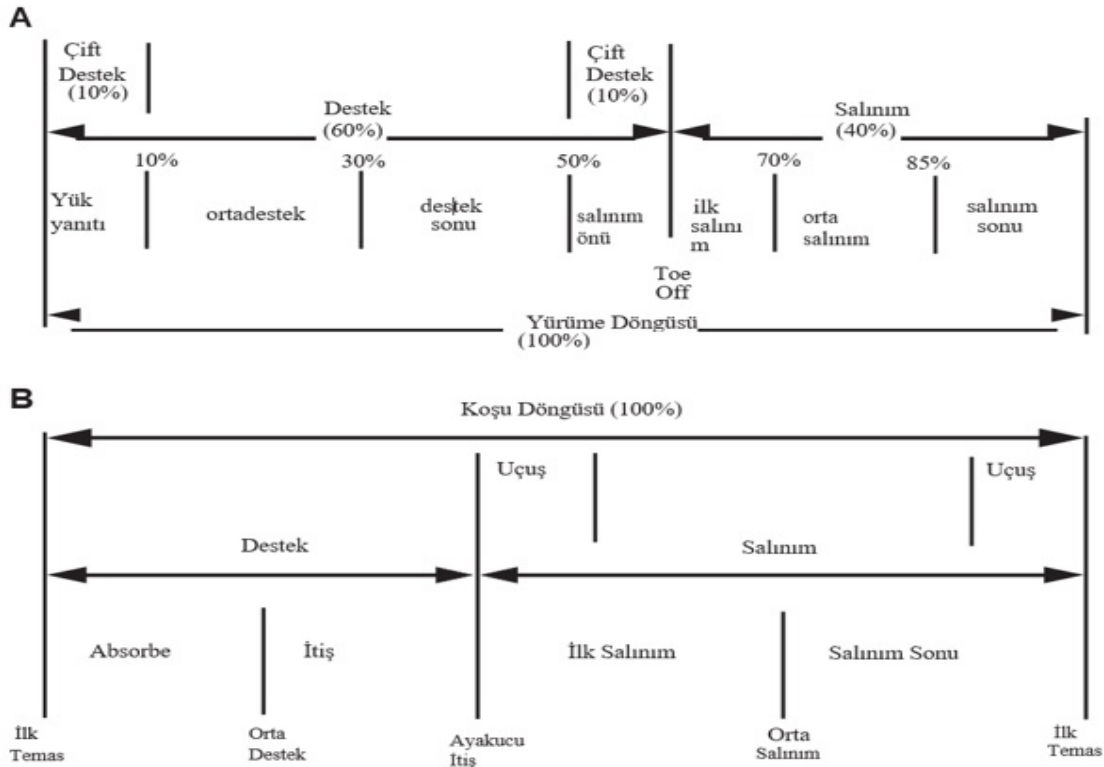
Her iki ayağın aynı anda zemine temas etmesiyle tanımlanan yürüme döngüsünün aksine, koşu döngüsü, her iki ayağın yerden kalkmasıyla karakterize edilir. Döngü bir ayağın topuk teması ile başlayıp aynı ayağın ikinci kez topuk temasına kadar devam eder. Destek ve salınım fazlarından oluşur. Bir bacak destek fazında iken diğeri salınım fazındadır (Geiringer, 1995; Novacheck, 1998). Yürümeden koşuya geçişte ve koşma hızı arttıkça topuk temastan, ayakucu temasa doğru ilk temasta farklılaşma meydana gelir. Destek fazının geri kalan kısmı submaksimal koşuya benzer şekilde devam ederken, salınımın son kısmında ayak plantar fleksiyona geçirilerek orta ayağın ilk teması yapması sağlanır (Chan & Rudins, 1994).

Yürüme döngüsü insan hareketlerinin analizinde önceliği teşkil eder (Gage, 1990).. Bu döngü de koşu döngüsü gibi bir ayağın topuk teması (ilk temas) ile başlayıp aynı ayağın ikinci kez aynı teması yapması ile son erer (Neumann, 2010). Topuk teması ile aynı ayak üzerindeki destek (stance) fazı başlar ve o ayak ucunun yerle temasının kaybolması (toe off) ile salınım fazı başlar. Yürüme için destek fazı yürüme döngüsünün yaklaşık %60'ını oluşturur ve salınım fazı döngünün yaklaşık geri kalan %40'ıdır (Nicola & Jewison, 2012). Destek fazının sonlanışı yürümede hareketin %50'sinden sonra meydana geldiği için destek fazının başında ve sonunda iki kez çift ayak yere basmaktadır. Süratli koşularda destek fazının sonlanışı koşu döngüsünün %35'i civarında sonlanmakta ve çift ayak desteği hiçbir zaman gerçekleşmemektedir. Aynı ayak için destek fazı sonrası ve öncesi iki ayakta yere temas etmemektedir (uçuş aşaması). Yani koşuda destek fazı kısa, salınım fazı uzundur. Atletler daha hızlı koşmak için destek fazını azaltmayı amaçlamaktadırlar (Mann & Hagy, 1980). Aynı zamanda koşuda döngü-adım uzunluğu ve adım atma hızı daha yüksektir. Adım uzunluğu döngüden farklı olarak bir ayağın topuk teması sonrası diğer ayağın topuk teması arasındaki mesafedir. Koşu hızı, adım ve koşu döngüsü uzunlukları arttıkça sürat ve zemin tepki (yer reaksiyon) kuvvetleri artmaktadır (Ounpuu, 1994). Bu durum alt ekstremitelerdeki stresin artması sonucu

yaralanma riskinin artmasına sebep olur. Koşunun yürümeden bir diğer farkı enine daha dar bir alanda yapılmasıdır. Ayak medial sınırları yürümede yaklaşık 2,5 cm daha geniştir. Hız arttıkça koşu daha dar bir genişlikte gerçekleşmektedir. Horizontal düzlemde kalça rotasyonu, ağırlık merkezinin yukarı ve aşağı düşmesini azaltır (Dugan & Bhat, 2005; Nicola & Jewison, 2012). Yürüme ve koşma arasındaki diğer farklar, koşunun tüm alt ekstremit eklemlerinde daha fazla hareket aralığı gerektirmesi (böylece yerçekimi merkezinin vertikal yükselmesi azaltılır) ve daha yüksek çarpma kuvvetleri nedeniyle yürümeden daha fazla miktarda eksantrik kas kasılması gerektirmesidir (Dugan & Bhat, 2005).

Koşmanın Yürümeden Farkları (Dugan & Bhat, 2005).

- Artmış hız,
- Artmış zemin tepki kuvvetleri,
- Uçuş (float) fazı,
- Çift destek (çift basma) fazının ortadan kalkması,
- Destek fazının azalıp, salınım fazının artması,
- Tüm eklemlerde daha fazla eklem hareket aralığının gerekmesi,
- Daha fazla eksantrik kas kontraksiyonunu gerektirmesi,
- İlk temasın (topuk temas) hıza bağlı olarak değişmesi,
- Artan hızla birlikte yerçekimi merkezinin alçalması,
- Destek yüzeyinin (base of support) azalması.



Şekil 1. Yürüme (A) ve Koşu (B) döngülerinin fazları (Ounpuu, 1994).

Koşu esnasında vücut kütle merkezi sürati, horizontal olarak azalır ve artar. Azalma vücut kütle merkezinin çift ayak havadayken en yüksek konumundan alçalması ile başlar, ilk temas ile devam eder. Bir

koşu döngüsünün başında ve sonunda görülür ve buna “absorbe” aşaması denirken, ilk temas hemen sonrasında vücut kütle merkezi yeniden yükselmeye başlar ve bu işlem salınım fazının ortalarına kadar devam eder. Bu aşamaya “üretim” aşaması denilmektedir (Geiringer, 1995; Novacheck, 1998). Destek fazında üretim aşamasına geçişte vücut kütle merkezi yukarıya ve öne doğru taşınır. Kinetik ve potansiyel enerji artar. Bacak itiş ile birlikte salınım fazına geçer. Salınım aşamasının ortalarında vücut kütle merkezinin ileri taşınması yavaşlar, aşağıya yönelir ve yeniden absorbe aşamasına girilir. Salınım aşamasından destek aşamasına geçildiği esnada bir çok kas eksantrik olarak kasılır ve daha yüksek EMG değerleri ortaya çıkar (DeVita, 1994). Farklı kaynaklarda koşunun kinematik analizi farklı düzlemlerde, farklı eklemlerde ve / veya farklı hareket fazlarında ele alınarak değerlendirilmiştir. Bu derlemede hem hareket fazları hem de eklemler üzerinden değerlendirme yapılacaktır (Şekil 1).

Destek Fazı

Destek fazı ilk temas, topuk vuruş (footstrike) ile başlayıp, orta destek (mid-stance) ve ayakucu itiş (toe-off) fazıyla tamamlanır. Bu eylemlerin her birinde farklı kas grupları, kemikler ve eklemler benzersiz şekilde hareket eder. Topuk vuruşun başlangıcında, pelvis ve alt ekstremitte kasları, tendonları, kemikleri ve eklemleri inişin etkisinin absorbe edilmesinde işlev görür. Koşu döngüsü sırasında, ayak yere çarptığında vücut ağırlığının 2-3 katına kadar kuvveti absorbe eder (Perry, 1983). Topuk vuruş (ilk kontakt) sırasında iniş, ayağın pronasyonuna neden olan çok düzlemlerli bir eklemler olan subtalar eklem hareketleri ile kolaylaştırılır (ayağın laterali ilk teması yapar) (Bates ve ark., 1978). Kalkaneus yaklaşık 4 derecelik inversiyondadır (Keith ve Williams, 1985). Topuk vuruş sonrası ayak yürümede olduğu gibi plantar fleksiyona yönelmez, yük absorbe edeceği için dorsifleksiyona yönelir, böylece pronasyon artacaktır. Ek olarak, plantar fasya ayağın genişlemesine ve inişi absorbe etmesine izin vermek için gerilir (Neumann, 2010; Perry, 1983). Tibialis anterior yürümenin topuk vuruşunda eksantrik olarak kasılırken, koşmada konsantrik olarak kasılır, ayağı stabilize eder ve sürati koruyabilmek için tibia'yı ayak üzerinde ileri doğru taşır. Aynı esnada bileğin plantar fleksörleri eksantrik olarak kasılıp tibial ilerlemeyi kontrol ederler ve bileğin stabilizasyonunu sağlarlar (Mann & Hagy, 1980). İlk temas ile ortaya çıkan çarpma kuvveti etkisi talokrural eklem dorsifleksiyonu, subtalar eklem pronasyonunu meydana getirir. Pronasyon destek fazının ilk %20'sinde devam eder, (Rodgers, 1988). arka ayak eversiyonu ve tibia içe rotasyonu oluşturur, transverstarsal eklem eksenleri paralel hale gelip ön ayağı zemine yapıştırır (Dugan & Bhat, 2005). İlk temas çarpma etkisi diz fleksiyonu ve kalça ekstansiyonu ile kapalı kinetik zincir boyunca dağıtılır. Distalden proksimale enerji dağılımı ayağın dorsifleksiyonunu yavaşlatan gastroknemius, dizin fleksiyonunu yavaşlatan rektus femoris ve kalçanın fleksiyonunu yavaşlatan gluteus maksimus ve hamstringler boyunca yukarı taşınır (Prilutsky & Zatsiorsky, 1994). Alt ekstremitenin stabilizasyonu ilk temasta addüktörler vasıtası ile sağlanır ve döngü boyunca bu kaslar aktif kalır (Adelaar, 1986).

Farklı ilk temas kalıpları vardır. Topuk temas bunlardan bir tanesidir. Çoğu zaman, lateral topuk, ayak supinasyonda olduğu için yere çarpar. Kalkaneus topukta hafif inversiyondadır. Bu durum önce topuk yere çarptığında meydana gelir. Yalınayak koşmaya alışkın sporcular genelde orta ayak üzerinde ilk teması gerçekleştirirler (Lieberman ve ark., 2010). Sprint sporcuları tamamen ayak uç – orta kısmını ilk temasta

kullanırken, uzun mesafe sporcularının çoğunluğu ise topuğu kullanmaktadır (Kerr ve ark., 1983). Submaksimal koşullarda öncelikle lateral topuk ile ilk temas gerçekleştirir (Mann & Hagy, 1980).. Sprintte ise (16 km/s ve üzeri) plantar fleksiyonda ilk temas meydana gelir, çarpma ile dorsifleksiyon gerçekleşmeye başlasa da topuk yere temas etmez (Mann & Hagy, 1980).

Düz ayak (flat foot) fazından topuk kalkış fazına ilerlerken tibia kapalı zincir bir harekette ayak üzerinde öne doğru kaymaya devam eder. Dorsifleksiyon koşmada 20 dereceye kadar çıkarken bu rakam yürümenin 6 derece kadar üzerindedir (Dugan & Bhat, 2005; Winter, 1983). Ayak maksimum pronasyona doğru ilerlediğinde vücut yerçekimi merkezi, destek yüzeyin anterioruna geçmiştir (Rodgers, 1988). Bu aşama aynı zamanda absorbe aşamasının bittiği ve itiş (üretim) aşamasının başladığı noktadır. Bu noktadaki pronasyonun kontrolü tibialis posterior, gastroknemius-soleus kompleksi tarafından sağlanır (Perry, 1983). Zemin tepki kuvvetleri diz anterioruna kayarken, hamstring ve quadriseps kontraksiyonu diz eklemi stabilize eder (Dugan & Bhat, 2005).

Üretim-itiş aşamasında itme fazında bu kassal işleyiş tersine döner ve aynı kaslar konsantrik olarak çalışır. Destek fazı orta-destek'e ilerledikçe, ayak itişe hazırlık için pronasyondan supinasyona geçmeye başlar. Diğer bacak ileri doğru salınım yaparken, pelvik rotasyonu oluşur ve destek bacak üzerinde eksternal rotasyon kuvveti meydana gelir. Tibianın eksternal rotasyonu kalkenusta inversiyon ve ayakta supinasyona yönelim doğurur (Dugan & Bhat, 2005). Supinasyonun başlaması, topuğun yerden kalkması ve plantar fleksiyona geçişle devam edecektir.



Şekil 2. Çıkırık (windlass) mekanizması, topuk kalkışı sonrası, metatarsofalangeal eklem ekstansiyonu sonucu plantar fasya gerginliği artmaktadır (yukarı ve aşağıyı gösteren oklar – sol resim). Bu gerginlik transvers tarsal eklem fleksiyonunu yaratmaktadır (sağı gösteren ok – sol resim).

Ayakucu itiş (toe off) fazı öncesi gerçekleşen bu mekanizma itiş kuvvetini etkileyen bir stabilite yaratmaktadır (Dugan & Bhat, 2005; Geiringer, 1997). Bunun yanında içsel kasların (kalkeneus ve metatarsal - falanksalar arasındaki kaslar, ayağın iç kasları) kontraksiyonu da ayak stabilizasyonunu artırmaktadır (Neumann, 2010).

Diğer bacak ve vücudun öne yaptığı ilerleme destek bacakta itme (üretim) fazının başlamasıyla devam eder. Ayak gastroknemius ve soleus ile plantar fleksiyona geçer. Plantar fleksiyon kuvveti

kontralateral adım uzunluğunun ve koşu verimliliğinin artışı sağlar (Czerniecki, 1988). Ayağın supinasyonu topuk kalkışı (ayağın plantar fleksiyona geçmeye başlaması) ile başlayıp destek fazının sonuna kadar devam eder (Dugan & Bhat, 2005). Supinasyonda transvers tarsal eklemler yaklaşır ve ayak daha stabil bir hal alır. Bu sertlik, ayakucu itme fazında güçlü bir yer itiş kuvveti yaratması bakımından önemlidir (Czerniecki, 1988). Destek fazındaki bacağın eksternal rotasyonu subtalar eklemlerde supinasyona yol açar. Gastrocnemius ve soleus kontraksiyonu kalkeneusun (arka ayak - hindfoot) inversiyonu ve metatarsofalangeal eklem ekstansiyonu subtalar eklem supinasyonuna destek verir (Czerniecki, 1988). Metatarsofalangeal eklem ekstansiyonu plantar fasyayı gerginleştirir, ayak stabilitesini artırır (Şekil 2). Bunun yanında içsel kasların (kalkeneus ve metatarsal - falanklar arasındaki kaslar, ayağın iç kasları, abdükör hallucis, fleksör hallucis brevis, abdükör digiti minimi, fleksör digiti minimi) kontraksiyonu da ayak stabilizasyonunu artırmaktadır (Neumann, 2010) (Şekil 2 sağ). Bu kaslar, ayağın medial uzun kemerinin yükseltilmiş pozisyonunu kuvvetlendirmeye yardımcı olmak için grup olarak kasılırlar. Bu fonksiyon, plantar fleksör kaslarının ayak ucu itme fazında kasıldığı anda ayağın stabilize edilmesine yardımcı olur (Neumann, 2010). Ayak ucu itiş fazında vücut ağırlığının yaklaşık 2,8 katına çıkan, koşu döngüsü içerisinde maksimal zemin tepki kuvveti oluşur (Cavanagh & Lafortune, 1980). Yukarıdaki sayılan faktörlerin hepsi güçlü bir itiş için önemli rol oynarlar.

Ayak yerden kesilirken diz ve kalça ekstansörleri uçuş fazı öncesinde itiş kuvveti için destek bacağı tam ekstansiyona alırlar, fakat bu eklemlerde ekstansiyon açısı nötral sınırların içerisinde (Winter, 1983). Hamstringler diz stabilizasyon görevinden, kalça ekstansörü görevine geçiş yaparlar. Aynı şekilde rektus femoris aktif bir diz ekstansörü olarak itişe yardım eder. Bacak, destek aşaması boyunca devam ilerlerken hamstringler kısalır ve kasılır. Bu çekme kuvveti ayağın plantar fleksörleri ve aşil tendonu ile üretilen kuvvet ile artırılır ve ayakucu itiş fazıyla (toe off) salınım fazına geçiş gerçekleşir (Geiringer, 1995). Destek fazının sonlanması ile plantar fleksörler aktivitesini sonlandırır ve ayak dorsifleksiyonu için tibialis anterior aktivitesi başlar.

Salınım Fazı

Koşu döngüsünün ayakucu itme (toe off-take off) fazı ile ilk temas (footstrike) arasında kalan % 60-65'lik kısmına salınım fazı denilmektedir. Bu aşama öne salınım, alçalma ile devam edip ilk temas ile tamamlanmaktadır.

Destek fazı sonunda güçlü bir itiş ile vücut öne doğru ilerlerken, zemin tepki kuvvet hattı diz eklemi posteriorundan geçer, bu durum vücut öne ilerlerken dizin fleksiyona devam etmesine neden olur (Dugan & Bhat, 2005). Dizin fleksiyonu rektus femorisin eksantrik olarak kasılması ile yavaşlatılır, aynı kas öncesinde iliopsoas kasları ile birlikte kalça fleksiyonu yaratmaktadır ve bacak öne doğru taşınmaya başlanmıştır (Ounpuu, 1994). Uçuş fazı meydana gelirken rektus femoris ve tibialis anterior oldukça aktif kaslardır (Nicola & Jewison, 2012). Daha sonra hamstringler ve kalça ekstansörleri en aktif kaslar haline gelirler (Schache ve ark., 1999). Orta destek fazına kadar bu kaslar aktif haldedir. (Nicola & Jewison, 2012). Bacak öne taşınırken ilk salınım aşamasında kontralateral pelvisin yukarıda olmasından dolayı kalça abdüksiyondadır. Diğer bacak ilk temasa başlar ve abdükterileri pelvisi stabilize eder. Uçuş fazı, psoas ve

diğer pelvik kasların neden olduğu ipsilateral kalça fleksiyonunun yanı sıra pelvisin ileri rotasyonuna sebep olan core kas aktivitesi ile birlikte gerçekleşir. Salınımdaki bacak öne ilerlerken pelvis rotasyonu aynı bacağın addüksiyonuna sebep olur (Dugan & Bhat, 2005). Aynı anda oluşan eksternal rotasyon ayağın da önde supinasyonunu başlatır. Bu durum hareket boyunca aktif olan kalça addüktörleri tarafından sınırlandırılır (Dugan & Bhat, 2005). İlk salınım boyunca tibialis anterior konsantrik olarak ayağı dorsifleksiyonda tutar.

Kontralateral ayak ayakucu itiş (toe off) fazını tamamladığında ikinci uçuş fazı başlar. Bu aşamada salınan diğer uzuv da ilk temasa hazırlanır. Kalça fleksiyonu durur, gluteus maksimus ve hamstringler kalça ekstansiyonunu başlatırken rektus femoris kontraksiyonu ile diz ekstansiyonu ortaya çıkar (Nicola & Jewison, 2012; Ounpuu, 1994). Diz ekstansiyona geçtikçe hamstringler uzar, diz ekstansiyonunu yavaşlatır ve salınım fazının sonlarına doğru yaralanmaya en duyarlı pozisyonudadır (Schache ve ark., 1999). Salınım sonlarında kalça addüksiyonu ayak vücudun ilerleme hattının ortalarında ilk teması gerçekleştirir. Hem destek hem de salınım aşamasında, addüktörler koşu döngüsü boyunca aktiftir. Tibialis anterior salınım fazı ve destek fazının başında aktiftir. Gastro-soleus kasları ile birlikte ayak vücut ağırlığını absorbe ederken stabilite sağlar (Dugan & Bhat, 2005).

Koşu Kinematığı ve Kinetiği

Koşu kinematığı koşu döngüsü analizi ile anlaşılabilir. Hareketin kuvvetler göz ardı edilerek tarif edilmesine kinematik, kuvvetler göz önüne alınarak ifade edilmesine kinetik analiz denilmektedir (Neumann, 2010). Kinematik analizler üç kardinal düzlemde (x,y,z), 3 boyutlu hareket analiz sistemleri ve yüksek hızlı kameralar vasıtası ile anatomik referans noktalara yerleştirilen yansıtıcı işaretçilerin takip edilmesi ile incelenmektedir (Novacheck, 1998). Eklemi oluşturan distal ve proksimal kemiklerin birbirlerine göre aldığı uzaysal-zamansal konumlar, eklem osteokinematığı hakkında bilgi vermekte, bunun yanında hareket hızı, hızlanması gibi veriler de toplanmaktadır. Kinematik değişkenler koşu döngüsünün (bir ayağın ilk temasından aynı ayağın sonraki ilk teması arası) yüzdelerinde açısal olarak grafiğe dönüştürülerek raporlanabilirler (Dicharry, 2010). Tüm eklemlerden toplanan veriler kardinal hareket düzlemlerine göre incelenebilir.

Eklem osteokinematik açısal değerleri atletin seviyesine ve koşu hızına göre bir miktar farklılaşmaktadır (özellikle bazı eklemlerde) (Dicharry, 2010). Yürüme ve koşma esnasında özellikle sagittal düzlem eklem hareketliliği artmaktadır (Dugan & Bhat, 2005). Örneğin vücut kütle merkezi yürümede orta destek fazında en yukarıda iken, koşmada uçuş fazında en yüksektedir. Bunun yanında koşuda hareket büyüklükleri (en üst açısal değerler) kadar zamanlamalarındaki farklılaşmalar da önemli kabul edilmektedir (Dicharry, 2010; Novacheck, 1998). Bu veriler incelenirken her ekleme oluşan osteokinematikler ayrı ayrı grafiklendirilebilir fakat analiz kinetik zincir modeline göre derin bir hareket sistemi bilgisi ile bir eklem diğer bir eklem kinematığını etkilediği unutulmayarak yapılmalıdır.

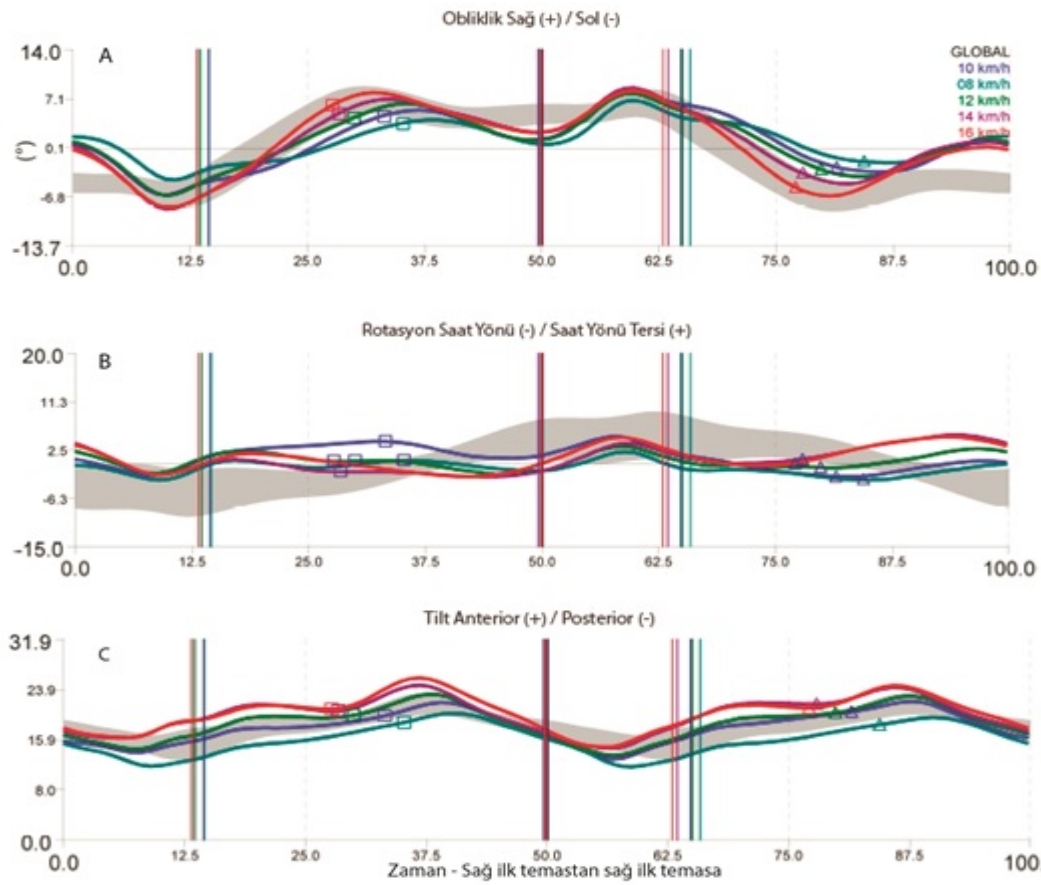
Koşu kinematığının yanında kinetiğinin ölçülmesi koşu analizi için oldukça önemlidir. Kinematikler gözle görülebilir, yüksek hızlı kameralarla ölçülebilirken bireylerin hareket farklılıklarını ve nedenlerini

açıklamakta yetersiz kalır. Kinetikler kasların oluşturduğu kinematığın nedenini, hareketi etkileyen kuvvet, güç ve enerji çıktılarıyla açıklamakta yardımcı olur.

Kaslar koşu esnasında dört temel görevi yerine getirmeye çalışırlar (Winter & Bishop, 1992). 1. absorbe etme fazında şok emilimi ve vücudun vertikal çöküşünün önlenmesi, 2. vücudun üst kısmının dengesi ve kontrolü, 3. öne ve vertikal itişin gerçekleşmesi için üretim aşamasında gerekli olan kuvvet ve güç çıktısının sağlanması, 4. vücut kütle merkezindeki değişimlerin kontrol edilmesi. Vücut üzerinde etki eden zemin tepki kuvvetlerinin büyüklüğü ve yönelimi kuvvet platformları vasıtası ile destek fazında ölçülür. Vücut üzerinde etkili olan zemin tepki kuvvetlerinin analizi vertikal, mediolateral ve anteroposterior kuvvet grafiklerine ayrılır. Ayakta oluşan kuvvetin orijini “basınç merkezi” olarak adlandırılır. Basınç merkezleri, zemin tepki kuvvetleri ve eklem kinematığının birlikte işlenmesi eklem kinetiğinin (eklem momentleri) hesaplanmasını sağlar (Dicharry, 2010). Daha spesifik olarak, eklem kinetiği, eksternal yükler olan zemin tepki kuvvetlerinin, eylemsizliğin ve yerçekiminin, içsel yük olan ve eklemi stabilize eden kasların, tendonların, bağların nasıl etkileşime girdiğini gösterir. Zemin tepki kuvvetleri ve iç kuvvetler eşittir, ancak zemin tepki kuvvetleri ağırlık taşıyan uzvun uyguladığı kuvvetin ters yönüyle ifade edilir. Ölçülen kuvvetler, eklem merkezi konumu ve kinematikleri hakkındaki bilgilerle birleştirildiğinde, zemin tepki eklem momentleri veya torkları hesaplanabilir. Vertikal yükler, horizontal kesme kuvvetleri, vektörel örüntüler, eklem momentleri ve basınç merkezinin belirlenmesi, kuvvet platformu analizlerinden elde edilen en yararlı verilerdir. Vektör analizi sagittal düzlem ve frontal düzlem vektörlerini içerir. Herhangi bir durumda, üç faktör eklem kinetiklerini etkiler: (1). zemin tepki kuvvetinin büyüklüğü, (2). ekleme göre 3B zemin tepki kuvveti konumu ve (3). basınç noktasının orijini (ilk temas stilinden veya kompanzasyondan etkilenir) (Dicharry, 2010). Eklem momentlerinin ve kuvvetlerinin ölçümü için kullanılan hesaplama yöntemine ters dinamikler denilir (Dicharry, 2010; Novacheck, 1998).

Pelvis

Pelvisin koşu sırasında mediolateral eksen etrafında dönmesi sagittal düzlemde gerçekleşir ve yaygın olarak anterior ve posterior tilti olarak kabul edilir. Pelvis anteroposterior ekseninde frontal düzlemde yaptığı hareket, lateral eğim-sapma (obliquity) olarak adlandırılır. Vertikal ekseninde ve transversal düzlemde ise rotasyon hareketi mevcuttur. Tüm bu hareketlerin lumbo-pelvik-kalça kompleksince bir bütün olarak yapıldığını, pelvisin hareketlerinin lumbar vertebral kolonda ve kalça ekleminde de farklı osteokinematikler meydana getirdiği unutulmamalıdır.



Şekil 3. Pelvis sagittal (tilt), frontal (obliquity) ve transversal (rotasyon) düzlem hareketlerinin farklı hızlarda sağ ilk temastan sağ ilk temasa koşu döngüsü esnasında gösterilmektedir. Kalın vertikal çizgi sol ayak ilk temasıdır. Soldaki çizgiler farklı hızlarda sağ ayak orta destek anını, en sağdaki toplu çizgiler ise sol ayak orta destek anını işaret etmektedir. Kareler, ayakucu itme sağ, üçgenler ise ayak ucu itme sol fazlarıdır. Veri sağlıklı genç bir denekten alınmıştır. Gri alan tecrübeli sporculardan alınan referans verilerdir. Veri Atatürk Üniversitesi Sporcu Ölçüm, Değerlendirme ve Rehabilitasyon Merkezinde elde edilmiştir.

Pelvis hareketliliğinin artan hızla birlikte fazla değişmediği söylenebilir (Novacheck, 1998). Çünkü lumbo-pelvik-kalça kompleksinin stabilizasyonu dolayısı ile enerji kaybının ve gereksiz hareketlerin en alt seviyeye indirilmesi koşu verimi açısından oldukça önemlidir. Anormal pelvis hareketleri aşırı kullanmaya bağlı yaralanmalara yol açabilir. Pelvisteki kassal dengesizlikler, düşük mobilite, pelvisi etkileyen skolyoz gibi anatomik deformiteler, aşırı, az ya da asimetrik pelvis hareketleri yaratarak koşu mekaniğini bozar. Asimetrik anormalliklerin analizi farklı koşu fazlarında sağ ve sol pelvisin obliklik, rotasyon ve eğim açıları karşılaştırılarak yapılabilir.

Pelvisin sagittal düzlem hareketlerine incelendiğinde (Şekil 3-C) 5 ila 7 derecelik anterior posterior eğim aralığı normal kabul edilmektedir (Nicola & Jewison, 2012; Ounpuu, 1994; Schache ve ark., 1999). Sağlıklı bireylerle yapılan çalışmada adım uzunluğunun hızla birlikte artmasına rağmen pelvis hareketlerinin çok değişmediğini, fakat bir kompanzasyon olarak anterior pelvik tiltin arttığı bireylerde kalça ekstansiyon açısının daha az olduğu ortaya koyulmuştur (Franz ve ark., 2009). Kalça fleksörlerinin kısalığından dolayı kalça ekstansörlerinin düşük kuvvet üretmesi dolayısı ile kompanze edici şekilde lumbar kasların da itme kuvveti üretmesi için kullanıldığı ve bu durumun da anterior pelvik eğime katkı sağladığı düşünülebilir. Lumbar omurganın bu pozisyonu core kasların kuvvet üretimini de etkileyerek bel ağrısına yol açabilir.

Bunun yanında bozulmuş pelvis yönelimi dolayısı ile değişen kalça fleksör-ekstansör ilişkisinin hamstringler üzerinde artan bir gerilim oluşturabileceği ortaya koyulmuştur (Chumanov ve ark., 2005). Fakat anterior pelvik tiltin adım uzunluğuna etki etmesi bakımından koşuda yürümeden daha fazla olması normaldir (Nicola & Jewison, 2012). Hız arttıkça da bir miktar artmaktadır (Novacheck, 1998). Koşu döngüsü esnasında 10 - 20 derece arasında gezinen anterior pelvik eğim, normal ayakta duruşta yaklaşık 5-10 derece civarındadır (Nicola & Jewison, 2012; Schache ve ark., 1999). Destek fazının absorbe etme kısmında anterior pelvik eğim en alt seviyesi olan 10 derecelere kadar iner, orta destek fazında anterior eğim artar ve itme fazında ise 20 derecelere çıkar (Schache ve ark., 1999). İlk salınım fazında yeniden posterior tilt yapar fakat salınım sonuna doğru diğer ayağın ayakucu itmesi gerçekleşirken yeniden anterior eğim zirve değerine ulaşır (Şekil 3-C).

Pelvisin frontal düzlem hareketi anterioposterior ekseninde meydana gelip lateral eğim ya da obliklik olarak adlandırılmaktadır. Pelvisin oblik hareketleri 10-15 derecelik bir aralıkta gerçekleşmektedir (Şekil 3-A +sağ taraf soldan aşağıda, -sol taraf sağdan aşağıda). Birçok yayında farklı eğim aralıkları verilmiştir (Mann & Hagy, 1980; Novacheck, 1995). Hız arttıkça obliklik artmaktadır.(Ounpuu, 1994). İlk temas esnasında pelvis ipsilateral tarafta 5-6 derece daha yukarıdadır. Orta destek fazına kadar bu durum korunur. Pelvisin bu konumu ipsilateral kalça eklemine addüksiyon pozisyonu ve lomber vertebranın sağa lateral eğim alması manasına gelir. Kontralateral pelvis aşağıda olacağından kontralateral kalça eklemi de addüksiyonda olacaktır. Lumbo-pelvik- kalça kompleksinin bu birleşik hareketleri gövde ve başın aşırı hareketlerinin azaltılması ve dengesinin korunmasına yardımcı olur. Bu oblik hareketler aşırı olmaması şartıyla gereklidir. İlk temas sonrası oluşan yüksek kontralateral pelvik düşüşü (Trendelenburg işareti) kuvvetsiz kalça abdükörleri ile ilişkilidir. Kuvvetsiz kalça abdükörleri kalça ekleminde oluşan addüksiyon kuvvetini yenedemedikleri için kontralateral pelvis aşırı alçalmaktadır. Aynı zamanda gövde ipsilateral yönde lateral fleksiyona geçerek dengeyi sağlamak için kompanzasyon oluşturur. Bu durum koşu ekonomisini bozmakta, patellafemoral disfonksiyon gibi yaralanma olasılığını arttırmaktadır (Souza & Powers, 2009). Düşük mobilite ve addüksiyon açısı da problem yaratmaktadır. Pelvik oblikliğinin şok emiliminde ve vücudun ağırlık merkezinin düzgün biçimde alçalıp yükselişini kontrol etmede rol oynadığı düşünülmektedir. Örneğin geniş adım aralığında (enine) koşma frontal düzlem hareketliliğini azaltır ve şok emilimi ortadan kalkar (Dicharry, 2010).

Orta destek fazı sonrası pelvis horizontal hale gelir. Daha sonrasında kontralateral pelvis yükselmeye devam eder ve ayakucu itiş fazında en oblik konumuna gelmiş olur, yani ipsilateral pelvis kontralateral pelvise göre en aşağı seviyededir. Salınımında, kontralateral ayağın orta destek fazına gelene kadar bu obliklik devam eder, son salınım fazında, bacak ileri taşınırken ipsilateral pelvis en yüksek konuma ulaşmış olur. Diz ve kalça ekstansiyonu esnasında ayağın yere değmesini bu yükseklik engeller (Novacheck, 1998). İlk temasta, bu eğim bir miktar azalarak gerçekleşir.

Pelvisin koşu esnasında vertikal eksen etrafında ve transversal düzlem üzerinde yaptığı dönüş hareketleri aksiyel rotasyon olarak adlandırılır. Aynı zamanda eksternal ve internal rotasyon, saat yönü (cw) ve saat yönü tersi (ccw) olarak adlandırılabilir. İnternal ve eksternal rotasyon için referans bir taraf seçilmek

durumundadır. İnternal rotasyon referans tarafın anterior yönde dönüşü, eksternal rotasyon ise tersidir (Schache ve ark., 1999). 16-18 dereceli toplam aksial rotasyon normal kabul edilmektedir (Şekil 3 - B). Yürümede pelvis rotasyonu adım uzunluğunu artırmak için kullanılır. Pelvis uzun bir adım atmak için maksimal rotasyon yapar fakat horizontal hız düşer (Dicharry, 2010; Novacheck, 1998). Koşuda ise maksimal pelvis rotasyonu orta salınım fazında, adım mesafesini uzatmak için gerçekleşir. Bu kez salınım bacak tarafında içe rotasyon gerçekleştirilir. İlk temas esnasında ipsilateral pelvis dışa rotasyon yapar. Aslında vücudun yerçekimi merkezi ve ilk temas noktası arasındaki mesafe bu şekilde daha yakındır ve bu durum horizontal itişin etkin bir şekilde gerçekleşmesini, horizontal frenleme kuvvetinin azalmasını sağlar (Dicharry, 2010; Novacheck, 1998). Orta destek fazında eksternal rotasyon açısı en yüksek değere ulaşır. Pelvis aynı zamanda omuzların ve bacakların arasında bu rotasyon görevi esnasında pivot rolü oynar. Bacaklar ve omuzlar pelvisin rotasyon yönünün tersine dönüş yaparlar (Novacheck, 1998).

Kalça (Koksofemoral) Eklemi

Kalça ekleminin fleksiyon-ekstansiyon, abdüksiyon-addüksiyon, içe rotasyon-dışa rotasyon, horizontal addüksiyon-horizontal abdüksiyon olmak üzere sekiz tane osteokinematığı vardır. Koşu genel olarak sagittal düzlemde ve mediolateral ekseninde gerçekleştiği için bunların en belirginini vücudu öne taşımak için kalça fleksiyon ve itiş sağlamak için ekstansiyon hareketleridir. İlk temas fazı ile ayakta başlayan hareketler kinetik zincir boyunca bir dizi eklem kinematığına neden olur. Bu esnada kalça ekleminin transversal düzlemde içe-dışa rotasyon hareketi ve pelvis hareketleri ile bağlantılı olarak abdüksiyon ve addüksiyon hareketleri ortaya çıkar.

Sagittal düzlemde fleksiyon ve ekstansiyon hareketleri koşu ve yürümede farklılaşmaktadır. Koşmada ve yürümede salınım fazında fleksiyon, destek fazında ekstansiyon ortaya çıkar fakat yürümede zirve ekstansiyon ayakucu itişinden önce, zirve fleksiyon salınım fazı sonunda ortaya çıkar. Koşmada zirve ekstansiyon açısı ayakucu itiş sonunda, fleksiyon açısı ise ilk-orta salınım fazında ortaya çıkar ve son salınım fazında azalmaya başlar (Dicharry, 2010; Dugan & Bhat, 2005; Nicola & Jewison, 2012; Novacheck, 1998). Fleksiyon ekstansiyon açısı hız arttıkça artar, koşuda sırasıyla yaklaşık 60 – 15 derece, yürümede 40 – 10 derece civarındadır. Yürümeden farklı olarak, horizontal hızın azaltılmaması için son salınımında (salınımın ikinci yarısında) kalça ekstansiyona geçmeye başlar. Böylece ilk temasın vücut kütle merkezinden çok fazla ileri yapılması ve zemin tepki kuvvetinin posteriora yönelmesi önlenir ve aşırı yavaşlama gerçekleşmez (Novacheck, 1998). Sprinterlerin bu yavaşlama gerçekleşmemesi için ilk teması kalça daha fazla ekstansiyondayken gerçekleştirmeleri bu sebeptir (Dicharry, 2010).

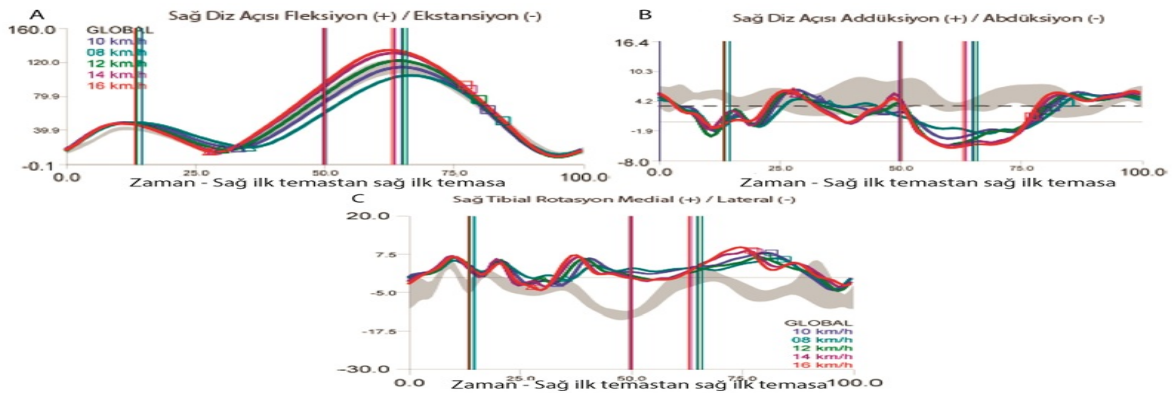
Kalçanın frontal (koronal) düzlem hareketleri, diz ve ayak bileği eklemlerinde ligamentlerce bu hareketlilik nispeten sınırlandırıldığı için yüksektir. Destek fazı ile birlikte yük arttığında pelvis kısmen stabildir fakat yükü absorbe etmek için kalça eklemi addüksiyona geçer. Bu hareket diz ve ayak bileğindeki sagittal düzlem absorbe mekanizması ile birlikte çalışır (Novacheck, 1998). Pelvisin bu esnada oblik olduğu ve uçuş fazına kadar bu oblikliğin devam ettiği (orta destek fazından sonra azalmaya başlar), doğal olarak kalça addüksiyonunun korunduğu bilinmektedir. Aynı esnada kontralateral kalça eklemi ise abdüksiyondadır. Kalça ekleminin stabilizasyonu ve mobilizasyonunun öneminden pelvis kinematikleri açıklanırken

bahsedilmiştir. Uçuş fazının başlangıcında ile kinematik tersine dönmüştür. İpsilateral uzuv salınımına ve abduksiyona yönelir. Kontralateral ayağın orta destek fazında (ipsilateral uzvun orta salınım fazına yakın) en yüksek abduksiyon açısına çıkar ve daha sonra yeniden ilk temas öncesi addüksiyona geçmeye başlar.

Kalçanın horizontal düzlem hareketleri, içe ve dışa rotasyonudur. Çok sayıda yazar koşu sırasında kalça eklemine vertical eksen rotasyonunun nitel tanımlarını yapmışlardır (Geiringer, 1995; Mann & Hagy, 1980; Slocum & James, 1968). Fakat ortaya koyulan bulgular farklılaşmaktadır. 3D yapılan analizlerde ilk temas ve sonrası absorbe fazında destek bacak femurunun içe rotasyon sergilediği (ayak bileği pronasyonu ile birlikte), ayakucu itme aşamasında ise nötral pozisyonuna döndüğü ortaya koyulmuştur (Novacheck, 1998; Ounpuu, 1994). Orta salınım aşamasında bir miktar içe rotasyon gösterip, son salınımında yeniden normal pozisyonuna döndüğü ortaya koyulmuştur (Dicharry, 2010; Novacheck, 1998). Absorbe etme aşamasında pelvis dışa rotasyon yaparken, femur pelvis altında içe rotasyon yapmaktadır. Maksimal pelvis dışa rotasyonu ve kalça içe rotasyonu orta destek fazında meydana gelmektedir (Dicharry, 2010). Destek fazının İtme aşamasında pelvis yeniden interal rotasyon yapar, bu durumda kalça eklemi eksternal rotasyon oluşturur (Ounpuu, 1994).

Kalça momenti ileri lokomotor hareketlerde genellikle benzerdir. İlk temas öncesi ve hemen sonrası kalça ekstansörleri dominanttır. Kalça fleksörleri ise destek fazının ikinci yarısından salınımın ilk yarısına kadar aktiftir. Hem fleksörler hem de ekstansörler koşu ve sprintte güç üretiminden sorumludurlar. Salınımın ikinci kısmında oluşan zirve kalça fleksiyonu sonrasında kalça ekstansörleri konsantrik olarak kasılarak kalça ekstansiyonu yaratırlar ve bacağı ilk temas için hazırlar. Kalça ekstansörleri destek fazı büyük kısmı boyunca kuvvet üretimini sürdürürler ve kalça ekstansiyonu devam eder. Sonrasında kalça fleksörleri dominant hale gelir, bacağın geriye gidişi yavaşlatılır ve salınım fazına hazırlanılır, psoas tendonu gerilir ve parmak ucu itişi ile kalça fleksiyonu devam eder.

Diz (Tibiofemoral) Eklemi



Şekil 4. Diz sagittal (fleksiyon-ekstansiyon), frontal (abduksiyon-addüksiyon) ve transversal (tibial rotasyon) düzlem hareketlerinin farklı hızlarda sağ ilk temastan sağ ilk temasa koşu döngüsü enasında gösterilmektedir. Kalın vertical çizgi sol ayak ilk temasıdır. Soldaki çizgiler farklı hızlarda sağ ayak orta destek anını, en sağdaki toplu çizgiler ise sol ayak orta destek anını işaret etmektedir. Kareler, ayakucu itme sağ, üçgenler ise ayakucu itme sol fazlarıdır. Veri sağlıklı genç bir denekten alınmıştır. Gri alan tecrübeli sporculardan alınan referans verilerdir. Abdüksiyon ve addüksiyon açıları ayağın medialden frontal düzlemde uzaklaşması (-) ve yakınlaşmasını (+) vermektedir. Yani - değer valgus + değer varus'u artırmaktadır. Shank rotasyon açıları ise + değer tibianın ayağa göre içe rotasyonda olduğunu (ayağın eversiyonu) ortaya koymaktadır. Bu bakımdan bu değer ayak bileği eklemi ile birlikte de değerlendirilebilir. Veri Atatürk Üniversitesi Sporcu Ölçüm, Değerlendirme ve Rehabilitasyon Merkezinde elde edilmiştir.

Diz eklemi sagittal düzlemde ve mediolateral ekseninde fleksiyon ve ekstansiyon yapar. Bunun yanında tibianın femura göre anteroposterior eksen ve frontal düzlem açısı diz abduksiyonu (varus) ve addüksiyonu (varum) olarak adlandırılır. Kapalı zincir hareketinde tibianın femura göre diz fleksiyonunda iken içe ve dışa rotasyon hareketleri horizontal düzlemde gerçekleşir. Kapalı zincir hareketinde aslında femura göre tibianın dışa rotasyon hareketi ayak bileğine göre içe rotasyonu, femura göre içe rotasyon hareketi ayak bileğine göre dışa rotasyonudur. Bu hareketler yürüme ve koşuda birlikte gerçekleşir. Destek fazında oluşan pronasyon ve supinasyon hareketleri, tibianın ayak bileğine göre hareketleri olarak kinetik zincir boyunca devam eder. Ayak bileği kısmında buna denebilir. Aşağıda shank (shin-tibia) rotation olarak adlandırılan kinematik, ayak bileğine göre tibianın dönüşünü göstermektedir (Şekil 4-C).

Diz eklemine sagittal düzlem hareketleri (Resim 4-A) koşuda vücudun öne taşınması bakımından önemli görev üstlenir. Her ne kadar yürümede ve koşmada diz hareket desenleri çok yakın olsa da hareket açıklığı farklılığının koşmada ve sprintte daha yüksek olması bundan kaynaklanmaktadır. Salınım fazında yürümede diz fleksiyonu 60 derece civarında iken koşmada 90 dereceye, sprintte 105-130 derecelere çıkmaktadır (Dicharry, 2010). Destek fazında koşu hızı çok büyük farklılık yaratmaz. Destek fazında koşmada ilk temasla beraber diz 25 derecelik bir fleksiyondadır ve orta desteğe devam ederken bu açı 45 dereceye kadar çıkar (Dicharry, 2010; Dugan & Bhat, 2005; Montgomery ve ark., 1994; Novacheck, 1995). Diz fleksiyonu ayakucu itme fazında azalır 20-25 derecelere düşer (Novacheck, 1998). Sprintte destek fazı diz fleksiyonu daha düşük temas süresi nedeni ile daha azdır. (Dicharry, 2010). Elit sporcularda absorbe fazı genellikle ayak bileğinde sağlanır ve dizin itişe doğru ekstansiyona geçme açı aralığı daha düşüktür (Novacheck, 1995).

Diz abduksiyonu ve addüksiyonu tibianın femura göre frontal düzlemde konumlanmasını göstermektedir. Tibianın vertikal bir femura göre lateral yönelimi dizde valgus, medial yönelimi dizde varum açısını artırmaktadır. Fleksiyonda bir diz için tibianın abduksiyonu aynı zamanda kalçanın içe rotasyonunu da doğurmaktadır. Tibia (shank) rotasyonu tibianın ayağa göre vertikal eksen ve horizontal düzlemde pozisyonunu göstermektedir. Buna göre ayağın pronasyonu (eversiyon, abduksiyon ve dorsifleksiyonu) tibianın ayak bileği üzerinde içe rotasyonu, supinasyonu (inversiyon, addüksiyon ve plantar fleksiyonu) ise tibianın ayak bileği üzerinde dışa rotasyonudur. Aynı hareketler sırasıyla proksimalde tibianın femur üzerinde dışa rotasyonu ve içe rotasyonu olarak adlandırılır.

Ayağın pronasyonu ile birlikte (ilk temastan orta destek fazına kadar olan süreçte) diz fleksiyonu, valgusu, tibianın içe rotasyonu (Resim 4-C-0 derece olan tibia açısı, orta destek fazına doğru 7 derecelere çıkmaktadır) artar, ilk temasta 4-5 derece olan diz addüksiyonu birkaç derece azalır. İtme fazına geçerken ayak supinasyona, diz ekstansiyona, varusa, tibia dışa rotasyona geçer ve diz addüksiyonu yeniden birkaç derece yükselir. Destek fazındaki yüksek pronasyon yanı sıra valgus açısının ve tibial içe rotasyonun artışı anlamına gelir (Fischer ve ark., 2017; Nicola & Jewison, 2012). Resim 4 B ve C'de sporcunun genelde abduksiyonda koştuğu, özellikle salınım fazında aşırı abduksiyon ve tibial içe rotasyon sergilediği görülebilir.

Sagittal düzlemde diz momenti sprint ve koşu için birbirine çok benzerdir. İlk temas hazırlığında salınım fazı ortasında hamstringler dominant olur ve dizde fleksiyon kuvveti oluştururlar. Bu moment ilk temas hemen sonrası hızlı bir diz ekstansiyonu ile kontrol edilir. Quadriseps kas grubu dominant hale gelip şok emilimi için eksantrik olarak ekstansiyon momenti oluştururlar. Diz eklemının fleksiyon açısı daha yüksek olduğu için oluşan tork koşuda, sprintten daha yüksektir. Sprintte şok absorbe etme görevi daha fazla ayak plantar fleksörlerinde olduğu için quadriseps daha düşük kuvvet üretir. Destek fazının ikinci aşamasında hem koşu hem de sprintte diz ekstansiyonu meydana gelir. Quadriseps burada konsantrik olarak kasılarak kuvvetli bir ekstansiyon ile itişe yardımcı olur. Salınım fazında diz momentleri oldukça düşüktür, ilk salınımında rektus femoris ekstantrik olarak aşırı diz fleksiyonunu yavaşlatır geç salınımında ise hamstringler eksantrik olarak tibianın momentumunu kontrol eder ve diz hiperekstansiyonunun önler (Novacheck, 1998).

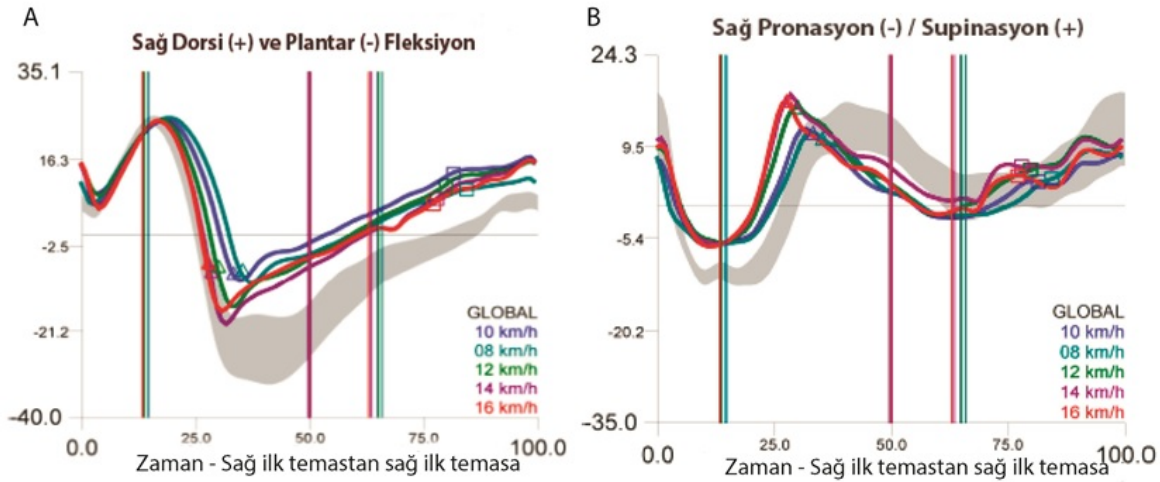
Ayak Bileği

Koşu biyomekanikleri özellikle ayak ve ayak bileği eklemlerinin anatomisi, kinematığından oldukça fazla etkilenmektedir. Bu bölgedeki birçok eklem birisi baskın olmakla birlikte birden fazla düzlem üzerinde hareket sağlayabilmektedirler. Örneğin talokrural (tibiotalar-ayak bileği eklemi denilir) eklem, en yüksek eklem hareketliliğini sagittal düzlemde gerçekleştirip ayağın plantar ve dorsal fleksiyonuna katkı sağlar. Bu eklemi oluşturan lateral malleol medial malleola göre posteriora konumlandığı için eklem eksenini nispeten posteroanterior doğrultuda yönelir ve küçük bir transversal ve frontal düzlem hareketine de izin verir. Talus kemiği inferiorda kalkaneus ile eklem yapıp subtalar eklemi oluşturur ve bu eklem ağırlıklı olarak frontal düzlemde eversiyon ve inversiyona izin verir. Bu bakımdan ayağın birleşik supinasyon ve pronasyonu birçok eklem birliktede gerçekleştirdiği çok düzlemli hareketler sayesinde ortaya çıkar. Bu hareketler oblik bir yapıda olup tüm alt ekstremite kinetik zincirini etkilemektedir.

Pronasyon hareketi talokrural dorsifleksiyon, subtalar eversiyon ve ön ayak abdüksiyonu ile birlikte gerçekleşir, supinasyon hareketi ise talokrural plantar fleksiyon, subtalar inversiyon ve ön ayak addüksiyonu ile birlikte oluşur. Kapalı zincir hareketinde koşunun destek fazının absorbe etme aşamasında, ayağın pronasyonu tibianın ayak üzerinde içe rotasyonunu doğurur (Bellchamber & Van Den Bogert, 2000). Yükte birlikte ayak pronasyonu ve tibial içe rotasyon oranı 1:1'dir (Dugan & Bhat, 2005). Talokrural eklem hareketliliği dorsifleksiyon için 20, plantar fleksiyon için 25-30 derecedir. Subtalar eklem eksenini posteroinferior yönde (yaklaşık 41 derece) sagittal düzlemde ve mediolateral yönde (yaklaşık 23 derece) horizontal düzlemde uzanır (Dugan & Bhat, 2005). Bireysel farklılık gösteren bu eklem eksenini daha horizontal olursa eversiyon ve inversiyon artarken, daha sagittal olursa dorsi ve plantar fleksiyon kısıtlanır. Bu eklem yük transferinde, absorbe etme fazında önemli rol üstlenir. Kuvvetin arka ayaktan orta ayağa ve ayakucuna transferini sağlar.

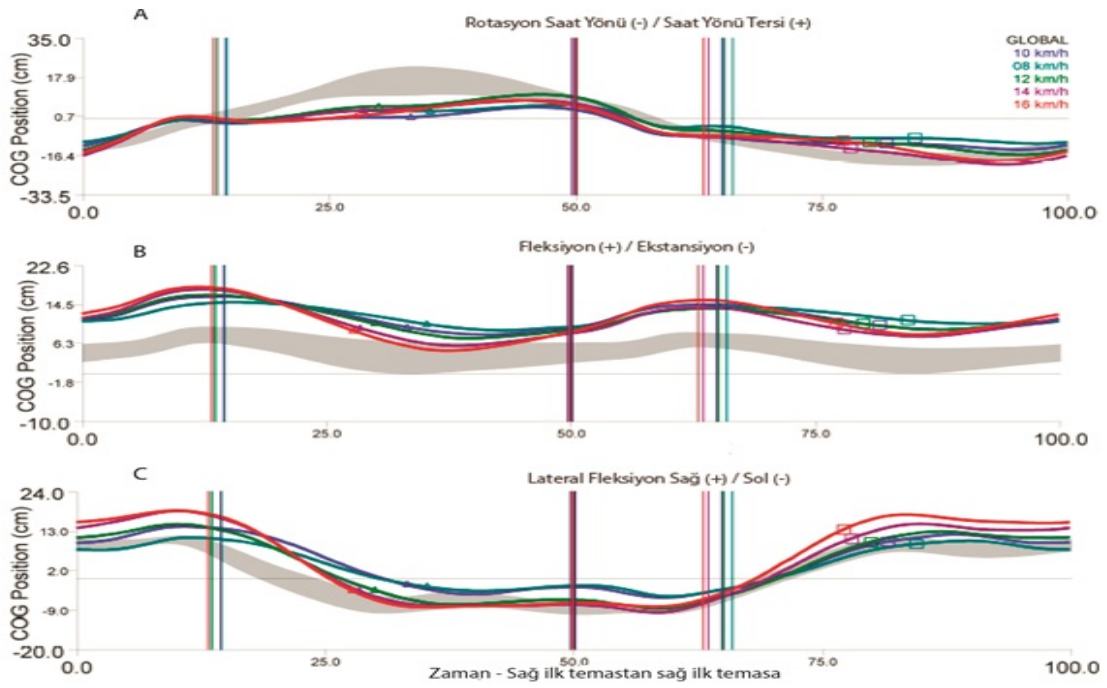
Zemin tepki kuvveti ile oluşan subtalar eversiyon ayağın devamında bir dizi harekete yol açar. Orta ayaktaki transvers tarsal (midtarsal) eklemler subtalar eklem benzeri eksenleri dolayısı ile ön ayığın abdüksiyon/eversiyon ve addüksiyon/inversiyonuna izin verirler. Kalkaneus eversiyonu ile bu eklemler daha pronasyona ve daha fazla harekete izin verirken, inversiyonu ile ayağın daha stabil (kilitli) bir yapıya geçmesine sebep olurlar (Dugan & Bhat, 2005; Elftman, 1960).

İlk temas ile birlikte kalkeneus yaklaşık 6–8 derece inversiyona geçer ve destek fazının sonuna doğru 6–8 derece eversiyona yönelir (Dicharry, 2010). Bir çalışmada düşük pronasyon 3 – 9 derece eversiyon, orta derece pronasyon 9-13 derece eversiyon, yüksek pronasyon ise 13 - 18 derecelik eversiyon olarak tanımlanmıştır (Morley ve ark., 2010). Başka bir çalışmada 11 derece üzeri eversiyonun medial posterior tibia üzerinde yük oluşturup, stres kırığının bir belirleyicisi olabileceği açıklanmıştır (Pohl ve ark., 2008).



Şekil 5. Ayak sagittal (dorsi fleksiyon - plantar fleksiyon), frontal - transversal (pronasyon - supinasyon) düzlem hareketlerinin farklı hızlarda sağ ilk temastan sağ ilk temasa koşu döngüsü esnasında gösterilmektedir. Kalın dikey çizgi sol ayak ilk temasıdır. Soldaki çizgiler farklı hızlarda sağ ayak orta destek anını, en sağdaki dikey çizgiler ise sol ayak orta destek anını işaret etmektedir. Kareler, ayakucu itme sağ, üçgenler ise ayakucu itme sol fazlarıdır. Veri sağlıklı genç bir denekten alınmıştır. Gri alan tecrübeli sporculardan alınan referans verilerdir. Sporunun destek fazında düşük bir pronasyon ve itme esnasında düşük bir plantar fleksiyon gerçekleştirdiği söylenebilir. Veri Atatürk Üniversitesi Sporcu Ölçüm, Değerlendirme ve Rehabilitasyon Merkezinde elde edilmiştir.

Koşu ve yürümede bilek eklemi (talokrural) hareketleri birbirine benzerdir. Plantar - dorsi fleksiyon aralığı koşmada 50 derece yürümede 30 derece civarındadır. Hız arttıkça zirve bilek açılarına ulaşma süresi azalmaktadır (Resim 5-A). İlk temas genellikle topuk ile yapılır. Fakat koşmada tibia yürümeye göre vertikal konumdadır, bu bakımdan ayak daha fazla dorsifleksiyonda iken ilk temas gerçekleşir. İlk temas sonrası yürümede ayak iyice plantar fleksiyon açısını artırıp taban teması (foot flat) pozisyonuna geçerken (8 derecenin 16 derece plantar fleksiyona geçer) (Stauffer ve ark., 1977). koşmada dorsifleksiyon açısını artırıp absorbe sağlar (Mann & Inman, 1964). Yani daha fazla supinasyon ortaya çıkar. Sprinterler daha çok parmak ucunda koştuğu için bu dorsifleksiyon açısı orta destek fazında çok daha düşüktür. Fakat sprinterler itiş fazında daha çok plantar fleksiyon yaparlar, uçuş fazında ise yüksek diz ve kalça fleksiyonu dolayısı ile ayak, yere değmemesi için aşırı dorsifleksiyona geçmek durumunda kalmaz (Dicharry, 2010). Sprintte talokrural eklemin absorbe etme yükü koşmadan daha fazladır (Novacheck, 1998). Koşu döngüsünün ilk % 20'sine (orta destek fazı sonrası) kadar absorbe aşaması ve ayağın dorsifleksiyonu 20 derecelere kadar çıkar, sonrasında ayak itiş fazına kadar 20-25 derecelik plantar fleksiyona geçer. Salınım fazı boyunca ayak 10 derecelik dorsifleksiyon civarı ilk temasa hazırlanır.



Şekil 6. Gövde sagittal (fleksiyon-ekstansiyon), frontal (lateral fleksiyon) ve transversal (rotasyon) düzlem hareketleri omuz-pelvis açısından hesaplanarak farklı hızlarda sağ ilk temastan sağ ilk temasa koşu döngüsü enasında gösterilmektedir. Değerlerler omuz ve pelvis arasındaki açısal ilişkiye bakılarak ortaya koyulmuştur. Kalın vertikal çizgi sol ayak ilk temasıdır. Soldaki çizgiler farklı hızlarda sağ ayak orta destek anını, en sağdaki toplu çizgiler ise sol ayak orta destek anını işaret etmektedir. Kareler, ayakucu itme sağ, üçgenler ise ayakucu itme sol fazlarıdır. Veri sağlıklı genç bir denekten alınmıştır. Gri alan tecrübeli sporculardan alınan referans verilerdir. Veri Atatürk Üniversitesi Sporcu Ölçüm, Değerlendirme ve Rehabilitasyon Merkezinde elde edilmiştir. COG Position: Yer çekimi merkezi pozisyonu

Ayağın dorsi-plantar fleksiyonu sagittal düzlemde gerçekleşir fakat supinasyon ve pronasyonundan ayrı değerlendirilmesi zordur. İlk temasta lateral topuk ayak kısmen supinasyonda iken (8–14 derece) yere temas eder. Bunun nedeni bacak uzanır ve koşu hattında üzerinde medial noktaya yakın bir şekilde ilk teması yapar ve diz addüksiyondadır (Şekil 5-B). Kalkeneus ilk temasla birlikte yaklaşık 6–8 derecelik inversiyondadır ve orta destek fazına doğru en yüksek eversiyon pozisyona 6 – 8 derece ile ulaşır (Adelaar, 1986; Dicharry, 2010; Williams, 1985). Ayağın diğer eklemleri zemin tepki kuvvetini azaltmak için pronasyona katkı sağlar (Şekil 5-B). Orta destek fazına (midstance) kadar pronasyon devam eder ve maksimuma ulaşır (Wayne & Harry, 1970). Ligamentler ve kaslar aşırı pronasyonu bu noktada engellerler ve ayak supinasyona geçmeye başlar. Supinasyonla tarsal eklemler ayağın stabilitesini artırır, yaklaşık 6–8 derecelik kalkenal inversiyonunda itiş gerçekleşir (Nicola & Jewison, 2012). Resim 6–B’ de görüldüğü gibi itişte supinasyon açısı 15 derecelere çıkmakta ve hız arttıkça artmaktadır.

Koşuda ayağın sagittal düzlem moment örüntüsü yürümeyle benzerdir. İlk temas topuk ile yapılır ve ayak ucu yere tibialis anteriorun eksantrik kontrolünde iner. Plantar fleksiyon momentinin oluşumu koşu döngüsünün % 5- 10’u civarında gerçekleşir. Sprintte ayaktaki enerji absorbe etme görevi daha fazladır, ön ayak ilk teması yaptığı için plantar fleksörlerin dorsifleksiyonu ekstantrik olarak yavaşlatması gerekmektedir.

Gövde Hareketleri

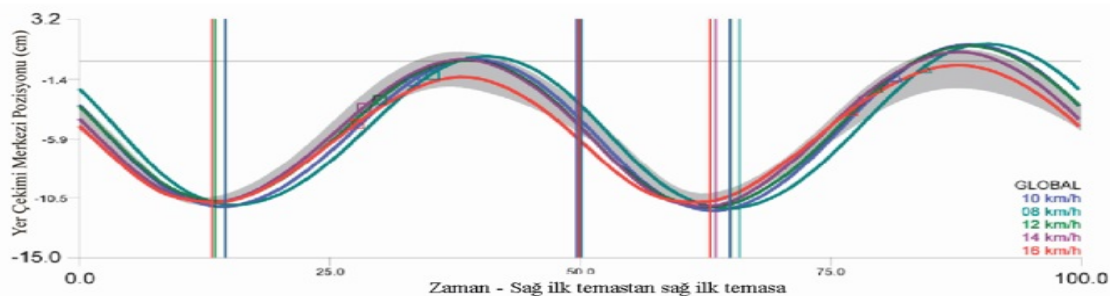
Gövdenin mediolateral eksende hareketi sagittal düzlemde fleksiyon ve ekstansiyonudur (Şekil 6-B). Koşu analizlerinde gövde genel olarak tek bir segment olarak değerlendirilip başka bir referans noktasına

göre kinematik olarak değerlendirilir. Fleksiyon ekstansiyon hareketliliği 2-7 m/s arasında 2,3 ila 23 derece arasında değişmekle beraber hız ve hareketlilik arasında çok net bir ilişki olmadığı ortaya koyulmuştur (Elliott & Bla Nksby, 1979; Thorstensson ve ark., 1984). Koşu sırasında düşük bir gövde fleksiyonu ilk temas ile ve hemen öncesinde meydana gelmektedir. Gövde destek fazında fleksiyona devam eder ve orta destek esnasında maksimum fleksiyonda görülür (Elliot & Ackland, 1981). Sonrasında itiş fazında ortaya çıkan maksimal ekstansiyona doğru devam eder. Resim 6'da gözlenen gövde hareketleri omuz-pelvis açısından hesaplanmıştır. Şekilde sporcunun yüksek bir gövde fleksiyonu ile koşu döngüsünü gerçekleştirdiği ve hızının arttıkça fleksiyon ekstansiyon aralığının arttığı görülmektedir (Şekil 6-B).

Gövdenin anteroposterior ekseninde frontal düzlemde hareketi lateral fleksiyonudur. Segmental olarak omuzların horizontal dizilim hattı ve pelvisin horizontal uzanış hattı arasındaki mesafenin sağ (+) ve sol (-) yanda azalışı ile ifade edilmiştir (Şekil 6-C). Gövdenin saği için sağ ilk temas öncesi ve destek fazı ortasına kadar lateral fleksiyon mesafesi en yüksek seviyededir. Bu değer sağ ayak itme fazında en yüksek sol lateral fleksiyon mesafesine yükselmektedir ve sol ayağın orta-destek fazına kadar bu konumunu korumakta, sonrasında sağ lateral fleksiyon başlamaktadır (Şekil 6-C). Yapılan başka çalışmalarda L3 ve C7 üzerine yerleştirilen markerlar vasıtası ile omurganın vertikal konumu ve lateral fleksiyonu arasındaki açıda sağ ayak için, ilk temas ve orta-destek fazı arasında en yüksek sağ lateral fleksiyonunun ortaya çıktığı belirtilmiştir (Carlson ve ark., 1988; Thorstensson ve ark., 1982). Açısal yer değiştirme 4 ila 14 derece arasında bulunmuş, artan koşu hızı ile net değerlerde bir değişiklik olmadığı belirtilmiştir (Thorstensson ve ark., 1982).

Gövdenin rotasyonel hareketi vertikal ekseninde horizontal düzlemde saat yönü (-) ve saat yönünün tersi (+) olarak belirtilmiştir. Şekil 6-A'da sağ ayak ilk teması esnasında vücut kütle merkezinin omuz hattına göre saat yönünde geride olduğu ve orta destek fazında rotasyonun sıfır konumuna geldiği görülmektedir. Sağ ayak itiş esnasında rotasyon saat yönü tersine maksimal seviyesine çıkmaktadır. Gövdenin rotasyonunun takip edilmesi bel ve torasik bölgelerin rotasyon yönünün ters olması yönünden oldukça zordur. İtiş fazında bel bölgesinde ekstansiyona giden (itişe hazırlanan) bacağın yönünde rotasyon oluşurken, vertebral kolonun üst kısmı kolla beraber kontralateral rotasyon yaparak vücut dengesini sağlar (Slocum & James, 1968). Pelvis ve omzun bu esnada rotasyon yönü zıttır (Şekil 3-B ve Şekil 6-A'yı karşılaştırmız).

Vücut Yerçekimi – Kütle Merkezi



Şekil 7. Vücut yerçekimi merkezi pozisyon grafiği. Farklı hızlarda sağ ilk temastan sağ ilk temasa koşu döngüsü gösterilmektedir. Kalın vertikal çizgi sol ayak ilk temasıdır. Soldaki çizgiler farklı hızlarda sağ ayak orta destek anını, en sağdaki toplu çizgiler ise sol ayak orta destek anını işaret etmektedir. Kareler, ayakucu itme sağ, üçgenler ise ayakucu itme sol fazlarıdır. Veri sağlıklı genç bir denekten alınmıştır. Gri alan tecrübeli sporculardan alınan referans verilerdir. Veri Atatürk Üniversitesi Sporcu Ölçüm, Değerlendirme ve Rehabilitasyon Merkezinde elde edilmiştir.

Ağırlık merkezi, bir vücut veya cisimde, kütesinin veya ağırlığının etrafında eşit olarak dağıtıldığı, dengelendiği ve yerçekimi kuvvetinin etki ettiği noktadır (McGinnis, 2013). Sagittal planda koşu ve yürüme gözlemlendiğinde, yürümeden koşuya geçişte öne eğimin kısmen arttığı ve vücut yerçekimi merkezinin itme fazı öncesinde alçaldığı gözlemlenebilir (Dicharry, 2010; Nicola & Jewison, 2012; Novacheck, 1998). Farklı koşu hızlarında pelvis yükseklik değişimi çok farklı değildir (Şekil 7). Fakat hız arttıkça (özellikle hızlanmada) kütle merkezi yere yaklaşır, pelvis ve gövde öne eğilir. Böylece itme fazında oluşturulacak horizontal kuvvet artırılır (Novacheck, 1998). Yerçekimi merkezi pozisyonunun ayak ucu itişisi sonrası uçuşta en yüksek konumuna, orta destek fazında (ayak pronasyonunun maksimal olduğu anda) ise en düşük konumuna geldiği görülmektedir.

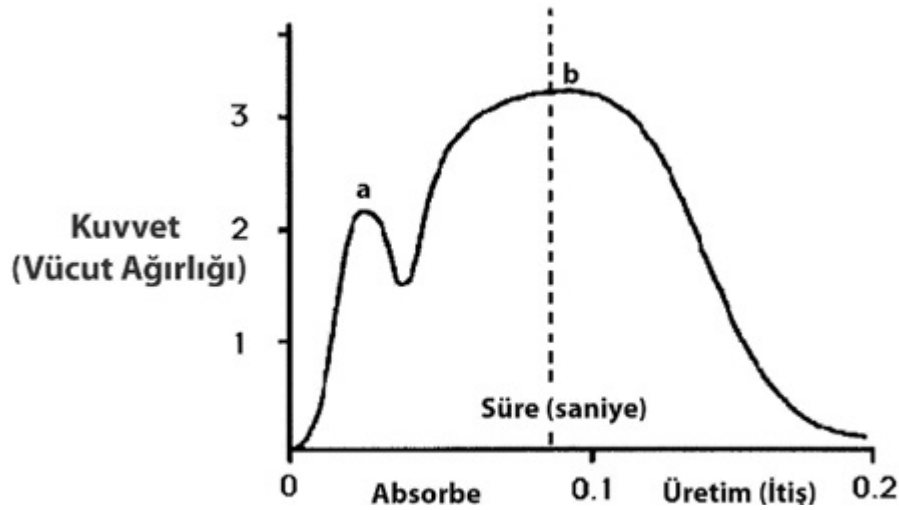
Koşu Ekonomisi ve Koşu Biyomekaniği

Dayanıklılık becerisini etkileyen üç önemli faktörden birisi koşu ekonomisidir. Diğer ikisi sporcunun maksimal oksijen tüketimi ve anaerobik eşik değerleridir. Hız arttıkça koşu verimi ve ekonomisi de değişir. Enerji harcaması yalnız koşu hızı ile değil koşu biyomekaniği ile de ilgilidir. Verimlilik mekanik işin metabolik işe oranıdır (Dicharry, 2010). Antrenmanla birlikte kişinin aynı hızda en az enerji harcadığı koşu hareket desenine adapte olması beklenir (Dugan & Bhat, 2005). Fakat koşu ekonomisi ve koşu hareket desenleri arasındaki ilişki net şekilde ortaya koyulmuş değildir (Novacheck, 1998). Adım uzunluğu ve frekansı, kas kasılma hızı, mekanik güç çıktısı kaynakları koşu ekonomisini etkilemektedir (Hill, 1922; Kram & Taylor, 1990). Koşu esnasında verimlilik genel olarak iki şekilde sağlanmaktadır (Mann & Hagy, 1980; Novacheck, 1995; Novacheck, 1998). Birincisi elastik yapıların (özellikle tendonların) gerilimi sonucu oluşan potansiyel enerjinin varlığı ve kullanılmasıdır. İkincisi ise kuvvetin bir vücut segmentinden diğerine özellikle biartiküler kaslar vasıtası ile aktarımı ve bunun kontrol edilmesidir. Bunun yanında literatür biyomekanik olarak koşu ekonomisinin yaratılmasında üç kritik görüşe yer vermektedir (Dicharry, 2010). Çalışan aktif kas kütesinin azaltılması, kuvvet vektörüne göre bacakların konumlandırılması ve elastik geri tepmenin artırılması. Yer temas süresinin azaltılması, vücut kütle merkezinin dikey hareketlerini azaltmaktadır. Bu durum bacak sertliğini artırmakta ve bu da zemin tepki kuvvetinin artışına neden olmaktadır. Yer temas süresinin optimum sürede olması için; kas aktivitesini en az seviyede tutabilecek kadar kısa olması, aynı zamanda tendonlardan doğan elastik geri tepmeye izin verecek kadar da uzun tutulması gerekmektedir (Chang ve ark., 2000). Bu durumda bacaklar için kuvvet çıktısı, zirve kuvvet üretimi artmadan artmaktadır (Dicharry, 2010). Kuvvet vektörünün bacaklara yakın konumlanması eksternal eklem momentlerini azaltıp ekstra kassal enerji harcamasını azaltmaktadır (Chang ve ark., 2000). Destek fazında bacakların daha düz konumlanması buna yardımcı olur. Bu durum özellikle salınımdan ilk temasa geçişteki absorbe etme fazında, aşırı frontal düzlem eklem hareketlerinin azalmasını (stabilizasyon) sağlar.

Koşu Biyomekaniğindeki Anormallikler ve Yaralanma İlişkisi

Koşu yaralanmaları oldukça yaygındır ve 1000 saatlik koşuda yaralanmaya maruz kalma oranları %18.2 ile %92.4 'tür (Van Gent ve ark., 2007). Koşu sırasında hareket modellerini incelemenin amaçlardan biri bu oranları azaltmaya yardımcı olabilecek bilgiler toplamaktır. Çünkü küçük bir biyomekanik anormallik bile yaralanmaya neden olabilir. Koşu yaralanmaları, lokomotor sisteme mekanik aşırı

yüklenmeden kaynaklanabilir. Aşırı yüklenmeye bağlı yaralanmalar, insan vücuduna etki eden dış kuvvetler (zemin tepki kuvvetleri ve hareketli vücut segmentlerinin oluşturduğu eylemsizlik kuvvetleri) ve kaslar, tendonlar, ligamentler ve eklem kapsülleri ile yaratılan iç kuvvetlerinin dengesi ile ilişkilidir. Belirli bir anatomik yapıya etki eden dış kuvvetlerin iç kuvvetlerden yüksek olması akut yaralanmalar meydana getirebilir. Bunun yanında iç kuvvetlerin daha yüksek olmasına rağmen belirli bir döngü ile uzun süre devam eden dış yükler, yorgunluk etkisi ile birlikte kronik yaralanmalara sebep olabilir ve bu yaralanmaların görülme sıklığı daha fazladır. Yaralanmaların özellikle diz ve altında olduğu bilinmektedir. 2.000'den fazla yaralanma yaşayan koşucunun incelendiği klinik bir çalışmaya göre, %42 diz yaralanmaları, %92 alt ekstremitte yaralanmaları ve %22 diz üzeri yaralanmalar görülmüştür (Taunton ve ark., 2002). Çalışmalarla bildirilen en sık görülen koşu ilişkili yaralanmalar patellafemoral ağrılar, medial tibial stres sendromu, aşil tendinopatisi, plantar fasiit, patellar tendinopati iliotal bant sendromu olmakla birlikte, hamstring yaralanmaları, tibial stres kırıkları, kalça addüktör tendiniti, kalf kası yaralanmaları, bel ağrıları gibi birçok koşu ilişkili ağrı mevcuttur. Koşu kinetiğinde ve kinematığında ortaya çıkan anormalliklerin ve bu yaralanmaların bazıları ile kısmi ilişkiler mevcut olsa da yaralanmaların altında yatan nedenler tam olarak açıklanabilmiş değildir. Genel olarak biyomekanik özellikler, anatomik dizilimler, kassal kuvvetler ve doku esneklikleri koşucularda meydana gelen kronik aşırı kullanmaya bağlı yaralanmalar açısından incelenen konulardır.



Şekil 8. Topuk ile ilk temas yapan bir koşucuya ait zemin tepki kuvveti grafiği (z – vertikal bileşeni). İlk zirve (a), yerle temas şokuyla ilişkili pasif bir kuvvet zirvesidir. Bu kuvvet ayakkabı tipi ve/veya koşu yüzeyinin pasif özellikleri ile değiştirilebilir. Bu zirve kuvvet hem yükseklik hem de süre olarak absorbe (yavaşlama) aşamasının sonunda ortaya çıkan ve üretim (hızlanma) aşamasının başında devam eden yüke (b) göre daha azdır (Novacheck, 1998).

Yaralanmalarla ilgili biyomekanik risk faktörlerinin çoğu kinetik veya mediolateral kontrol değişkenleri olarak sınıflandırılabilir. Aşırı kullanıma bağlı koşu yaralanmalarının nedeni olduğu düşünülen kinetik değişkenler arasında çarpma (impakt) kuvvetlerinin büyüklüğü, çarpma yükünün oranı, aktif kuvvetlerin büyüklüğü, ayağın medialinde artan yük ve diz kuvvet ve momentleridir (Alan Hreljac & Ferber, 2006). En çok meydana gelen yaralanmaların (Saragiotto ve ark., 2014). (medial tibial stres sendromu, aşil tendinopatisi ve plantar fasiit) koşunun ilk temas fazı ve yükün absorbe edilmesinde meydana gelen zemin

tepki kuvveti ile ilişkili olduğu söylenebilir. Bu bakımdan alandaki birçok çalışma ayağın temas noktası (ayakucu - topuk), kullanılan ayakkabılar, koşu yüzeyi çarpma kuvvetlerini etkileyen faktörleri araştırmıştır.

Yukarıdaki resimde topuk ile ilk temas teması yapan bir sporcunun vertikal zemin tepki kuvvet verileri ortaya koyulmuştur (Resim 8). Orta-ayak ile ilk teması yapan sporcularda Resim 8-a noktasındaki zirvelenme yüksek gözükmez. Bunun yanında maksimal ve minimal kuvvet aralıkları koşu hızına göre değişmektedir (Williams ve ark., 1987). Resim 8 incelendiğinde, topuk vuruşu ile ilişkili oluşan pasif kuvvetlerin (a), duruş fazının son $\frac{3}{4}$ 'ü sırasındaki daha büyük, aktif kuvvet fazından daha az ve daha kısa süreli olduğu görülmektedir. Absorbe etme fazında üzerine yük düşen dokular aşıl tendonu, plantar fasya, quadriseps grubu ve kalça abdükörleri olarak sıralanmıştır. Ters dinamik veriler incelendiğinde bu dokularda sıklıkla görülen yaralanma sebebinin sanıldığı gibi yalnızca ilk temasta oluşan değil, orta ve son destek fazında artan ve itiş fazının başlangıcına kadar devam eden yükten (Şekil 8-b) kaynaklandığı düşünülmektedir (Novacheck, 1995). Bu dokularda, koşu analizlerinde hesaplanan biyomekanik stresin tespit edilmesi oldukça önemlidir. Yaralanma yaşayan sporcularda destek fazı vertikal reaksiyon kuvvetinin yaşamayanlara göre daha yüksek olduğu ortaya koyulmuştur (Hreljac ve ark., 2000).

Koşu yaralanmalarıyla ilişkili bir başka risk faktörü, koşu sırasında ayakaltındaki basınç dağılımıdır. Aşırı pronasyon, topuk eversiyonu, aşırı tibial içe rotasyon basınç dağılımını değiştirir ve bunlarla yaralanma arasında ilişki bazı çalışmalarda ortaya koyulmuş (McClay & Manal, 1998). bazılarında rastlanmamıştır (Nawoczenski ve ark., 1998). Bunun yanında yüksek arklı ayakları olan bireylerde tibial stres sendromu, tibial stres kırıkları ve lateral metatarsal stres kırıkları gibi alt ekstremitede daha fazla kemik yaralanması görülür (Kaufman ve ark., 1999). Tersine, düşük arklı ayakları olan sporcularda aşıl tendinopatisi ve patellofemoral ağrı dâhil olmak üzere alt ekstremitede yumuşak doku yaralanmaları yaşama eğilimi daha yüksektir (Williams ve ark., 2001). Ayak postürü, medial uzunlamasına ark ve koşu biyomekaniğini inceleyen çalışmalarda, subtalar eklem eversiyonunun, ilk temasta, orta destek fazında alçak arka sahip bireylerde daha yüksek olduğu ortaya koyulmuştur (Sinclair ve ark., 2017). Aynı zamanda eversiyon hızı da daha yüksektir (Williams ve ark., 2001). Bunun yanında yüksek arka sahip olanların ilk temasta plantar fleksiyon ve destek fazı devamında dorsifleksiyon açıları daha düşük bulunmuştur (Powell ve ark., 2014). Ayak taban basınç noktası düşük arklı koşucularda lateral metatarsallardan mediale daha fazla kaymakta, plantar fasya gerginliği daha yüksek gerçekleşmektedir. Bu sporcuların yaralanma ihtimali normal taban basıncı sergileyenlere göre daha fazla bulunmuştur (Willems ve ark., 2006). Genel olarak yüksek ark ayak daha sert, düşük ark ayak ise daha esnektir (Powell ve ark., 2017). Bu bakımdan vertikal zemin tepki kuvveti düşük arka sahip olanlarda ilk temasta daha düşük fakat daha uzun devam etmiştir.

Kadın atletler erkeklere göre iki kat daha fazla patellafemoral ağrı sendromu yaşama riskine sahiptirler (Ferber & Macdonald, 2015). Bir çalışmada, kadın koşucuların kalça içe rotasyon açısının daha yüksek olduğu bununda da erkeklere göre zirve diz dışa rotasyonu (distal femurun tibia üzerinde rotasyonu) açısında azalmaya yol açtığı ortaya koyulmuştur (Ferber ve ark., 2003). Kadınlar destek fazında daha yüksek tibial dışa rotasyon sergilemekte, artan femoral içe rotasyon ve tibial dışa rotasyon etkisi patellafemoral eklem dizilimini bozmakta ve anterior diz ağrısına yol açmaktadır (Tiberio, 1987). Kalça içe rotasyonu ile

oluşan genu valgum daha büyük bir dinamik Q-açısı ile sonuçlanmaktadır. Bu bakımdan Q-açısındaki artış daha yüksek patellafemoral eklem sıkıştırma kuvvetlerine yol açmaktadır (Mizuno ve ark., 2001). Fakat bilimsel literatür bu konuda çelişkilidir. Birçok çalışmada yüksek q-açısı ve yaralanma riski arasında ilişkiye rastlanmamıştır (Heiderscheit ve ark., 1999).

Pelvis frontal düzlem ve sagittal düzlem hareketleri ve yaralanmalar arasında ilişkiyi inceleyen çok sayıda çalışma mevcuttur. Daha önce iliotibial bant (ITbant) sendromu geçirmiş koşucular ve dizle ilişkili yaralanması olmayan koşucular arasındaki kalça biyomekaniğindeki farklılıkları incelemiştir. ITbant grubu, kontrol grubuna kıyasla anlamlı olarak daha yüksek zirve kalça addüksiyon açısı ve anlamlı olarak daha büyük frontal düzlem diz eklem hareketi sergilemiştir (Noehren ve ark., 2006). Kalça abdüktör kaslarının zayıflığının doğurduğu aşırı addüksiyonun daha yüksek frontal plan diz momentine neden olduğu ifade edilmiştir (Noehren ve ark., 2007). Bazı çalışmalarda gövde, pelvis ve kalça frontal düzlem hareketleri ile ITbant sendromu ilişkisi ortaya koyulmamıştır.(Foch & Milner, 2014). Aşırı anterior pelvik eğim, kalça fleksiyon kısıtlılığı ve lomber lordoz, vertebral fasetlerin sıkışması ve bel ağrıları ile ilişkilidir (Slocum & James, 1968). Aşırı anterior pelvik tilt ve pelvis oblikliği aynı zamanda hamstring yaralanması risk faktörü olarak belirtilmiştir (Klein & Roberts, 1976).

Aşırı kullanmaya bağlı koşu yaralanmaları, antrenman değişkenlerinde ayarlamalar yapılarak kısmen kontrol edilebilir. Bununla birlikte proaktif bir yaklaşım olarak, antrenörlerin koşucuların biyomekanik ve antropometrik profillerine dayanarak yaralanma riskini tahmin etmeleri kısmen sağlayabilir. Fakat biyomekanik ve antropometrik risk faktörleri ile ilgili çok sayıda çelişkili kanıt nedeniyle, mevcut literatürün kapsamlı meta-analizlerle değerlendirilmesine ihtiyaç vardır.

Kaynaklar

- Adelaar, R.S. (1986). The practical biomechanics of running. *The American Journal of Sports Medicine*, 14(6), 497–500.
- Bates, B.T., James, S.L. (1978). Foot function during the support phase of running. *Running*, Fall, 24–31.
- Bellechamber, T.L., & Van Den Bogert, A.J. (2000). Contributions of proximal and distal moments to axial tibial rotation during walking and running. *Journal of Biomechanics*, 33(11), 1397–1403.
- Carlson, H., Thorstensson, A., Nilsson, J. (1988). Lumbar back muscle activity during locomotion: effects of voluntary modifications of normal trunk movements. *Acta Physiologica Scandinavica*, 133(3), 343–353.
- Cavanagh, P.R., Lafortune, M.A. (1980). Ground reaction forces in distance running. *Journal of Biomechanics*, 13(5), 397–406.
- Chan, C.W., Rudins, A. (1994). Foot Biomechanics During Walking and Running. In *Mayo Clinic Proceedings* (Vol. 69, Issue 5, pp. 448–461).
- Chang, Y.H., Huang, H.W.C., Hamerski, C.M., Kram, R. (2000). The independent effects of gravity and inertia on running mechanics. *Journal of Experimental Biology*, 203(2), 229–238.

- Chumanov, E.S., Heiderscheit, B.C., Thelen, D.G. (2007). The effect of speed and influence of individual muscles on hamstring mechanics during the swing phase of sprinting. *Journal of Biomechanics*, 40(16), 3555–3562.
- Connections, A.C. (2010). *Kinesiology of the Musculoskeletal System Foundations for Rehabilitation* Second Edition. Mosby/Elsevier.
- Czerniecki, J.M. (1988). Foot and ankle biomechanics in walking and running. A review. In *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 67(6), 246–252.
- DeVita, P. (1994). The selection of a standard convention for analyzing gait data based on the analysis of relevant biomechanical factors. *Journal of Biomechanics*, 27(4), 501–508.
- Dicharry, J. (2010). Kinematics and kinetics of gait: From lab to clinic. *Clinics in Sports Medicine*, 29(3), 347–364.
- Dugan, S.A., Bhat, K.P. (2005). Biomechanics and analysis of running gait. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 16(3), 603–621.
- Elftman, H. (1960). The transverse tarsal joint and its control. *Clinical Orthopaedics*, 16, 41–46.
- Elliot, B., & Ackland, T. (1981). Biomechanical effects of fatigue on 10, 000 meter running technique. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 52(2), 160–166.
- Elliott, B.C., Blanksby, B.A. (1979). The synchronization of muscle activity and body segment movements during a running cycle. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 11(4), 322–327.
- Ferber, R., Davis, I.M.C., Williams, D.S. (2003). Gender differences in lower extremity mechanics during running. *Clinical Biomechanics*, 18(4), 350–357.
- Ferber, R., Macdonald, S. (2015). Running mechanics and gait analysis. In *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 47(11).
- Fischer, K.M., Willwacher, S., Hamill, J., Brüggemann, G.P. (2017). Tibial rotation in running: Does rearfoot adduction matter? *Gait and Posture*, 51, 188–193.
- Franz, J.R., Paylo, K.W., Dicharry, J., Riley, P.O., Kerrigan, D.C. (2009). Changes in the coordination of hip and pelvis kinematics with mode of locomotion. *Gait and Posture*, 29(3), 494–498.
- Gage, J.R. (1990). An overview of normal walking. In *Instructional Course Lectures*, 39, 291–303.
- Geiringer, S.R. (1995). The biomechanics of running. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 5(4), 273–279.
- Heiderscheit, B.C., Hamill, J., Caldwell, G.E. (2000). Influence of Q-angle on lower-extremity running kinematics. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 30(5), 271–278.
- Heiderscheit, B.C., Hamill, J., Van Emmerik, R.E.A. (1999). Q-angle influences on the variability of lower extremity coordination during running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31(9), 1313–1319.
- Hill, A.V. (1922). The maximum work and mechanical efficiency of human muscles, and their most economical speed. *The Journal of Physiology*, 56(1–2), 19–41.

- Hreljac, A., Marshall, R.N., Hume, P.A. (2000). Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32(9), 1635–1641.
- Hreljac, A., Ferber, R. (2006). A biomechanical perspective of predicting injury risk in running. *International Sport Med Journal*, 7(2), 98–108.
- James, S.L., Brubaker, C.E. (1973). Biomechanics of running. *Orthopedic Clinics of North America*, 4(3), 605–615.
- Kaufman, K.R., Brodine, S.K., Shaffer, R.A., Johnson, C.W., Cullison, T.R. (1999). The effect of foot structure and range of motion on musculoskeletal overuse injuries. *American Journal of Sports Medicine*, 27(5), 585–593.
- Kerr, B.A., Beauchamp, L., Fisher, V., Neil, R. (1983). Footstrike patterns in distance running. In *Biomechanical Aspects of Sport Shoes and Playing Surfaces: Proceedings of the International Symposium on Biochemical Aspects of Sport Shoes and Playing Surfaces*. 135–142.
- Klein, K.K., Roberts, C.A. (1976). Mechanical problems of marathoners and joggers: cause and solution. *American Corrective Therapy Journal*, 30(6), 187–191.
- Kram, R., & Taylor, C.R. (1990). Energetics of running: A new perspective. *Nature*, 346(6281), 265–267.
- Lieberman, D.E., Venkadesan, M., Werbel, W.A., Daoud, A.I., Dandrea, S., Davis, I.S., Mangeni, R.O., Pitsiladis, Y. (2010). Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature*, 463(7280), 531–535.
- Lieske, S., Schenk, K., Neumann, H.W. (2007). Die supramalleoläre, subtraktive, valgisiertende Tibiaosteotomie bei Varusarthrose des Sprunggelenks. In *Operative Orthopädie und Traumatologie*, 19(5–6).
- Mann, R.A., Hagy, J. (1980). Biomechanics of walking, running, and sprinting. *The American Journal of Sports Medicine*, 8(5), 345–350.
- Mann, R., & Inman, V.T. (1964). Phasic Activity of Intrinsic Muscles of the Foot. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 46, 469–481.
- McClay, I., & Manal, K. (1998). A comparison of three-dimensional lower extremity kinematics during running between excessive pronators and normals. *Clinical Biomechanics*, 13(3), 195–203.
- McGinnis, P.M. (2011). *Biomechanics of Sport and Exercise*. Human Kinetics.
- Mizuno, Y., Kumagai, M., Mattessich, S.M., Elias, J.J., Ramrattan, N., Cosgarea, A.J., Chao, E.Y.S. (2001). Q-angle influences tibiofemoral and patellofemoral kinematics. *Journal of Orthopaedic Research*, 19(5), 834–840.
- Montgomery, W.H., Pink, M., Perry, J. (1994). Electromyographic Analysis of Hip and Knee Musculature During Running. *The American Journal of Sports Medicine*, 22(2), 272–278.

- Morley, J.B., Decker, L.M., Dierks, T., Blanke, D., French, J.A., Stergiou, N. (2010). Effects of varying amounts of pronation on the mediolateral ground reaction forces during barefoot versus shod running. *Journal of Applied Biomechanics*, 26(2), 205–214.
- Nawoczinski, D.A., Saltzman, C.L., Cook, T.M. (1998). The effect of foot structure on the three-dimensional kinematic coupling behavior of the leg and rear foot. *Physical Therapy*, 78(4), 404–416.
- Nicola, T.L., Jewison, D.J. (2012). The Anatomy and Biomechanics of Running. *Clinics in Sports Medicine*, 31(2), 187–201.
- Noehren, B., Davis, I., Hamill, J. (2007). ASB Clinical Biomechanics Award Winner 2006. Prospective study of the biomechanical factors associated with iliotibial band syndrome. *Clinical Biomechanics*, 22(9), 951–956.
- Noehren, B.W., Davis, I., Hamill, J., Ferber, R. (2006). Secondary Plane Biomechanics of Iliotibial Band Syndrome in Competitive Female Runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 3, S393.
- Novacheck, T.F. (1995). Walking, running, and sprinting: a three-dimensional analysis of kinematics and kinetics. *Instructional Course Lectures*, 44, 497–506.
- Novacheck, T.F. (1998). The biomechanics of running. In *Gait and Posture*, 7(1), 77–95.
- Ounpuu, S. (1994). The biomechanics of walking and running. In *Clinics in Sports Medicine*, 13(4) 843–863).
- Perry, J. (1983). Anatomy and biomechanics of the hindfoot. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 177, 9–15.
- Pohl, M.B., Mullineaux, D.R., Milner, C.E., Hamill, J., Davis, I.S. (2008). Biomechanical predictors of retrospective tibial stress fractures in runners. *Journal of Biomechanics*, 41(6), 1160–1165.
- Powell, D.W., Paquette, M.R., Williams, D.S.B. (2017). Contributions to leg stiffness in high- compared with low-arched athletes. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 49(8), 1662–1667.
- Powell, D.W., Williams, D.S.B., Windsor, B., Butler, R.J., Zhang, S. (2014). Ankle work and dynamic joint stiffness in high- compared to low-arched athletes during a barefoot running task. *Human Movement Science*, 34(1), 147–156.
- Prilutsky, B.I., Zatsiorsky, V.M. (1994). Tendon action of two-joint muscles: Transfer of mechanical energy between joints during jumping, landing, and running. *Journal of Biomechanics*, 27(1), 25–34.
- Rodgers, M.M. (1988). Dynamic biomechanics of the normal foot and ankle during walking and running. *Physical Therapy*, 68(12), 1822–1832.
- Saragiotto, B.T., Yamato, T.P., Hespanhol Junior, L.C., Rainbow, M.J., Davis, I.S., Lopes, A.D. (2014). What are the main risk factors for running-related injuries? In *Sports Medicine*, 44(8) 1153–1163.
- Schache, A.G., Bennell, K.L., Blanch, P.D., Wrigley, T.V. (1999). The coordinated movement of the lumbo-pelvic-hip complex during running: A literature review. In *Gait and Posture*, 10(1), 30–47.

- Sinclair, C., Svantesson, U., Sjöström, R., Alricsson, M. (2017). Differences in Pes Planus and Pes Cavus subtalar eversion/inversion before and after prolonged running, using a two-dimensional digital analysis. *Journal of Exercise Rehabilitation*, 13(2), 232–239.
- Slocum, D.B., James, S.L. (1968). Biomechanics of Running. *JAMA: The Journal of the American Medical Association*, 205(11), 721–728.
- Souza, R.B., Powers, C.M. (2009). Predictors of hip internal rotation during running: An evaluation of hip strength and femoral structure in women with and without patellofemoral pain. *American Journal of Sports Medicine*, 37(3), 579–587.
- Stauffer, R.N., Chao, E.Y.S., Brewster, R.C. (1977). Force and motion analysis of the normal, diseased, and prosthetic ankle joint. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 127, 189–196.
- Taunton, J.E., Ryan, M.B., Clement, D.B., McKenzie, D.C., Lloyd-Smith, D.R., Zumbo, B.D. (2002). A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *British Journal of Sports Medicine*, 36(2), 95–101.
- Thorstensson, A., Carlson, H., Zomlefer, M.R., Nilsson, J. (1982). Lumbar back muscle activity in relation to trunk movements during locomotion in man. *Acta Physiologica Scandinavica*, 116(1), 13–20.
- Thorstensson, A., Nilsson, J., Carlson, H., Zomlefer, M.R. (1984). Trunk movements in human locomotion. *Acta Physiologica Scandinavica*, 121(1), 9–22.
- Tiberio, D. (1987). The Effect of Excessive Subtalar Joint Pronation on Patellofemoral Mechanics: A Theoretical Model. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 9(4), 160–165.
- Van Gent, R.N., Siem, D., Van Middelkoop, M., Van Os, A.G., Bierma-Zeinstra, S.M.A., Koes, B.W. (2007). Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: A systematic review. In *British Journal of Sports Medicine*, 41(8) 469–480.
- Wayne, E.S., Harry, L.F. (1970). Lower-limb actions while running at different velocities. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 2(1), 28–34.
- Willems, T.M., De Clercq, D., Delbaere, K., Vanderstraeten, G., De Cock, A., Witvrouw, E. (2006). A prospective study of gait related risk factors for exercise-related lower leg pain. *Gait and Posture*, 23(1), 91–98.
- Williams, D.S., McClay, I.S., Hamill, J. (2001). Arch structure and injury patterns in runners. *Clinical Biomechanics*, 16(4), 341–347.
- Williams, D.S., McClay, I.S., Hamill, J., Buchanan, T.S. (2001). Lower extremity kinematic and kinetic differences in runners with high and low arches. *Journal of Applied Biomechanics*, 17(2), 153–163.
- Williams, K.R., Cavanagh, P.R., Ziff, J.L. (1987). Biomechanical studies of elite female distance runners. *International Journal of Sports Medicine*, 8(2), 107–118.
- Winter, D.A. (1983). Energy generation and absorption at the ankle and knee during fast, natural, and slow cadences. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 175, 147–154.

Winter, D.A. (1983). Moments of force and mechanical power in jogging. *Journal of Biomechanics*, 16(1), 91–97.

Winter, D.A., Bishop, P.J. (1992). Lower extremity injury: biomechanical factors associated with chronic injury to the lower extremity. *Sports Medicine: An International Journal of Applied Medicine and Science in Sport and Exercise*, 14(3), 149–156.

Makale Alıntısı

Sever, O., Ciğerci, A.E., Kır, R., Baykal, C., Kışalı, N.F., İpekoğlu, G., Yaman, M. (2021). Koşu Biyomekaniği [Biomechanics of Running Gait], *Spor Eğitim Dergisi*, 5 (1), 71-96.



Bu eser Creative Commons Atıf-GayriTicari 4.0 Uluslararası Lisansı ile lisanslanmıştır.