

SPOR HEKİMLİĞİ BAKIŞ AÇISIYLA HAREKET ANALİZİ SİSTEMLERİ VE BİYOMEKANİK

MOTION ANALYSIS SYSTEMS AND BIOMECHANICS FROM THE PERSPECTIVE OF SPORTS MEDICINE

Görkem KIYAK¹, Sabriye ERCAN¹

¹ Süleyman Demirel Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Spor Hekimliği Ana Bilim Dalı, Isparta, TÜRKİYE

Cite this article as: Kiyak G, Ercan S. Spor Hekimliği Bakış Açısıyla Hareket Analizi Sistemleri ve Biyomekanik. Med J SDU 2023; 30(2): 263-275.

Öz

Biyomekanik ve hareket analizi konuları, spor hekimleri tarafından günden güne önemi artan alanlardır. Hareket analizi sistemleri, farklı hareket paternleri sonucunda biyolojik dokunun etkilenimini incelemekte ve bu etkilenimi verilere dökmektedir. Bu veriler ışığında klinisyen, yaralanma öncesinde ve sonrasında yaralanmanın önlenmesi, tedavisi veya rehabilitasyonu konularında daha efektif yöntemlere başvurabilmektedir.

Profesyonel sporcular ve rekreasyonel düzeyde sporla ilgilenen bireyler, sıklıkla fırlatma ve koşma eylemlerini içeren aktivitelere katılmaktadır. Fırlatma eylemi toplamda 4 fazdan oluşmakta ve bu eylem sırasındaki teknik hataların düzeltilmesi özellikle üst ekstremitte yaralanmalarının önlenmesinde ve tedavisinde çok büyük önem arz etmektedir. Koşma eylemi ise 5 fazdan oluşmakta ve biyomekanik olarak incelenmesi alt ekstremitte yaralanmalarının önlenmesinde ve tedavisinde önemlidir. Bu derlemenin amacı, spor hekimliği pratiğinde sık kullanılan hareket analizi sistemlerinin, üst ekstremitte ve alt ekstremitte biyomekaniklerinin güncel bilgiler ışığında okuyucuya sunulmasıdır.

Anahtar Kelimeler: Biyomekanik, Hareket, Spor.

Abstract

Biomechanics and motion analysis are among the fields that are gaining importance day by day by sports physicians. Motion analysis systems examine the effects of biological tissue as a result of different motion patterns and put this effect into data. In the light of these data, the clinician can resort to more effective methods in the prevention, treatment or rehabilitation of injury before and after injury.

Professional athletes and individuals interested in recreational sports often participate in activities that involve throwing and running. The throwing action consists of 4 phases and the correction of technical errors during this action is of great importance, especially in the prevention and treatment of upper extremity injuries. The act of running consists of 5 phases and its biomechanical examination is important in the prevention and treatment of lower extremity injuries. The aim of this review is to present the motion analysis systems, upper extremity and lower extremity biomechanics, which are frequently used in sports medicine practice, to the reader in the light of current information.

Keywords: Biomechanics, Motion, Sport.

Sorumlu yazar ve iletişim adresi /Corresponding author and contact address: G.K. / gorkemkiyak0@gmail.com
Müracaat tarihi/Application Date: 27.01.2023 • **Kabul tarihi/Accepted Date:** 12.03.2023
ORCID IDs of the authors: G.K: 0000-0003-4780-8480; S.E: 0000-0001-9500-698X

Giriş

Biyomekanik, 1970'lerin başlarından itibaren canlı yapılar da hareketi inceleyen bir bilim dalı olarak kabul edilmektedir (1). Spor hekimliği bakış açısından incelendiğinde ise biyomekanik, özellikle spor yaralanmalarının önlenmesinde ve sporcu performans/tekniklerinin iyileştirilmesinde günden güne önemi artan bir inceleme yöntemi olmaktadır (2).

Biyomekanik bilimi ile ilgilenen tüm disiplinler için önemi her geçen gün artan bir diğer konu hareket analizidir. Hareket analizi, geçmişten günümüze geliştirilmiş ve geliştirilmeye devam eden bir kavramdır. Kas-iskelet sistemi yaralanmaları üzerine çalışan klinisyenler hareket analizi sistemleriyle farklı hareketlerle dokuların üzerine binen yükleri, bu etkiye karşı dokunun verdiği tepkiyi, bu sistemlerden elde edilen verilerle elde etmektedirler (3).

Bu derlemede; spor hekimliği bakış açısı ile hareket analizi sistemleri, üst ekstremitte biyomekanikleri ve alt ekstremitte biyomekanikleri incelenecektir.

Spor Hekimliği Bakış Açısıyla Hareket Analizi

Hareket analizinin temelde iki amacı bulunmaktadır. Bunlar; 1) normal hareket paternlerini insanlar arasında farklı varyasyonlardan bağımsız olarak nicel verilerle ifade etmek ve 2) anormal hareket paternlerini nedenleri veya işlevsel uyumları ile ilişkilendirmektir (4). Bu temel amaçlar doğrultusunda kas-iskelet yaralanmalarının biyomekanik risk faktörlerini önceden saptayarak yaralanmaları önlemek, yaralanma sonrası rehabilitasyonun bilimsel zemin altında yararlılığını artırmak ve sporcunun teknik gelişimi sonrası performansını artırmak hareket analizinin yan amaçları olarak sayılabilmektedir (4).

Spor hekimliği pratiğinde, temel olarak incelenen hareket paterni sportif aktivitedir. Doğru teknik, tekrarlayan sportif aktivitenin kusursuz bir biçimde yapılması sportif performans için olmazsa olmazdır. Ancak sportif aktivitenin yanlış teknik yapılması spor yaralanmaları için risk faktörü oluşturmaktadır (5). Bu noktada hareket analizi sistemleri klinisyenlerin normal/anormal sportif aktivitenin nicel olarak incelemesine katkıda bulunmaktadır. Sportif aktivitenin nicel verilerle ifadesi, normal/anormal hareketin tanımlanabilmesi, teknik hataların fark edilmesi, tüm bunlar sonucunda elde edilen sportif performansın analiz edilebilmesi ve yaralanmalar hakkında fikir verebilmesi hareket analizinin spor hekimliği alanındaki temel faydaları olarak sayılabilir (6).

Sportif aktivite sırasındaki anormal hareket birçok farklı nedene bağlı olabilir. Anatomik veya postüral

farklılıklar, teknik beceri eksikliği, spor sırasında yanlış ekipman seçimi gibi faktörler anormal harekete neden olan durumlar arasında sayılabilir (4). Hareket analizi sonucunda saptanan biyomekanik anormalliklerin sebebinin ortaya konulması ve bu sebebin ortadan kaldırılması spor yaralanmalarından korunma yöntemlerinden biridir (4).

Hareket analizi çalışmaları spor hekimliği pratiğine birçok bilgi sağlamıştır. Yanlış tekniğin yaralanmalar ile ilişkisinin ortaya konması (6), diz eklemine kalça ve ayak bileği eklemleriyle beraber oluşturduğu kinetik zincir nedeniyle diz eklem yaralanmalarında dizin bu eklemlerle beraber değerlendirilmesi gerekliliği (7), ön çapraz bağ yaralanmasında kadınların erkeklere göre riskinin fazla olması örneğinde olduğu gibi biyomekanik normallerin cinsiyet, yaş, etnik köken gibi birçok faktöre göre değişebildiği (7) gibi birçok farklı bilgi literatürümüze ve klinik pratiğimize hareket analizi çalışmaları sonucunda kazandırılmıştır.

Hareket Analizi

Hareket analizi temelde iki ana başlık altında incelenmektedir: 1) statik ve 2) dinamik hareket analizi. Ayrıca hareket analizi yardımcı cihazların kullanımına bağlı olarak ekipmanlı ve ekipmansız hareket analizi olarak da sınıflandırılabilir.

1) Statik Hareket Analizi

Statik analizde ekleme etki eden kuvvetler ve bu kuvvetlere dokuların vermiş olduğu tepki kuvvetleri incelenmektedir (3). Bu etki-tepki kuvveti bilindiği üzere Newton'un üçüncü hareket kanununa dayanmaktadır. Bu kanuna göre bir cisme (ekleme) kuvvet uygulandığında bu cisim uygulanan kuvvete eşit büyüklükte ancak zıt yönde bir tepki kuvveti oluşturmaktadır (3). Bu yasa biyomekanik olarak incelendiğinde, insan vücudunun canlı bir yapı olduğu unutulmamalıdır. Farklı dokuların etkiye verdiği tepki eşit olsa da dokuların yapılarından kaynaklı olarak etkinin farklı dokulardaki sonuçları farklı olabilir. Aynı kuvvet sonucunda vücuttaki bir doku etkilenmezken diğer bir doku yaralanabilmektedir (3).

Zemin reaksiyon kuvveti, etki-tepki yasası sonucu zeminin sportif aktivite sırasında insan vücuduna uygulamış olduğu tepki kuvvetidir. Bu kuvvet yaralanmaya sebebiyet veren bir faktör olarak karşımıza çıkabilmektedir. Ayrıca özellikle alt ekstremitte yaralanmaları sonucunda bireylere önerilen su içi egzersizler de zemin reaksiyon kuvvetini elimine etmekte, mevcut yaralanmanın tedavisinde kullanılabilir (8).

2) Dinamik Hareket Analizi

Sportif aktivite, yapısı gereği dinamik hareket patern-

leri gerektirmektedir. Birçok eklem aynı anda hareketiyle yapılan sporun, performans ve teknik istekleri sporcu tarafından yerine getirilmektedir. Yürüme, koşma, sıçrama, fırlatma gibi temel hareketlerin yanında bunların bileşmelerini de birçok farklı spor dalında farklı hareket paternleri olarak görmekteyiz. Bu nedenle dinamik hareket analizi sistemleri spor biyomekaniği araştırmalarında çok büyük önem gerektiren bir konu olarak karşımıza çıkmaktadır ve spor biyomekaniği ve hareket analizi araştırmalarında genellikle dinamik analizler kullanılmaktadır (3).

Sportif aktivitenin dinamik ve üç boyutlu yapısı dinamik hareket analizi sistemlerinin oluşturulmasında temel zorluk olarak göze çarpmaktadır. Her eklem farklı yapıda olması, her eklem ve uzvun kütle merkezinin farklılığı ve bu farklılığın sportif aktiviteler sırasında değişmesi, sporcular arasındaki anatomik ve postüral farklılıklar, hareketin üç boyutlu yapısından kaynaklı olarak farklı açılardan değerlendirilme gerekliliği gibi birçok faktör dinamik hareket analizi sistemlerinin zorlukları olarak sayılabilir. Geçmişten günümüze dinamik hareket analizi sistemleri bu ve bunlar dışındaki birçok faktörün üstesinden gelerek veya gelmeye çalışarak gelişmiş ve hâlâ gelişmeye devam etmektedir (9).

Bu gelişim süreci boyunca birçok ekipman dinamik hareket analizi için geliştirilmiştir. Dinamik hareket analizi pahalı ve ulaşımı zor ekipmanlarla yapılabileceği gibi fizik muayene ile de yapılabilir ki, buna ekipmansız dinamik hareket analizi denmektedir. Her klinisyen kendi deneyimleriyle fizik muayene sonucunda hareket analizi yapabilir. Biyomekanik değerlendirme sırasında inspeksiyon, eklem hareket açıklığı değerlendirmesi, antropometrik ölçüm yapılması, eklem spora özgü hareketi sırasında inspeksiyonu, eklem özgü fonksiyonel testlerin uygulanması (denge, sıçrama vb.) gibi birçok muayene yöntemi uygulanabilir (2).

Cep telefonu kamerası gibi basit, günlük olarak kullanılan bir ekipman da dinamik hareket analizi sırasında kullanılabilir. Sporunun yürüyüşü, koşuşu veya spora özgü hareketleri video kaydı ile kayıt altına alınarak tekrar tekrar izlenerek değerlendirilebilmektedir (10). Ancak daha önce de bahsettiğimiz gibi sportif aktivitenin üç boyutlu yapısı nedeniyle bu basit bir ekipman olarak kalmakta ve birçok kısıtlılığı bulunmaktadır. Ancak bu kısıtlılıklara rağmen özellikle yürüyüş analizi sırasındaki bu basit hareket analizinin klinisyene birçok konuda yardımcı olabileceğini göz ardı etmemek gerekmektedir.

Ekipmanlı Dinamik Hareket Analizi Sistemleri

Sportif aktivitenin dinamik ve üç boyutlu yapısı gereği

hareket analizi sistemleri farklı ekipmanların kullanımı ile gelişmiş ve gelişime açık bir konudur. Özellikle gözlemlenemeyen biyomekanik verilerin nicel olarak veri setine dönüşmesi ekipman gerektirmektedir (4). Hareket analizi sistemlerinde birçok ekipman bu nedenle günümüzde kullanılmaktadır. Kameralar, kameradan elde edilen videoların incelenmesi için geliştirilmiş yazılımlar, kuvvet veya basınç platformları, elektromiyografi cihazları, izokinetik dinamometre, jiroskop gibi birçok farklı ekipman örnek olarak gösterilebilir (4).

Şu anki bilgimizle en değerli biyomekanik analiz yöntemleri olarak gösterilebilecek ekipmanlı sistemlerin bu değerlerine rağmen birçok kısıtlılığı bulunmaktadır. Video kameralı sistemlerde birçok protokole sporcu hareketi 3-6 kez tekrarlamaktadır (11, 12). Çekimler sonucu elde edilen veriler referans değerler ile karşılaştırılmaktadır (13). Çekimler sırasında kayıt, ortam ışığı gibi birçok faktörden etkilenmektedir (13). Bunlar gibi birçok kısıtlılık ekipmanlı dinamik hareket analizi sistemlerinin gelişime ne kadar açık bir alan olduğunu göstermektedir.

Video kayıt sistemleri ile üç boyutlu hareket yakalama sistemleri kısıtlılıklarına rağmen günümüzde sık kullanılan bir yöntemdir (14). Kameraların niteliği ve niceliği arttıkça yapılan analizdeki hata oranları azalmaktadır (4). Video kamera ile hareket analizi yöntemlerinin diğer sistemlere kıyasla daha ucuz, ulaşılabilir ve uygulanması kolay olması nedeniyle kullanımı diğer ekipmanlı sistemlere göre yaygındır (15).

Ekipmanlı hareket analizi sistemlerinin pahalı ve zor ulaşılabilir yapısı nedeniyle birçok farklı pratik yöntem geliştirilmekte ve geliştirilmeye devam edilmektedir. Ön çapraz bağ yaralanması spor hekimliği pratiğinde çok sık karşılaşılan bir yaralanma olup profesyonel veya rekreasyonel sporunun yaşam kalitesini ve performansını düşüren bir yaralanma olarak göze çarpmaktadır (16). Hareket analizi sistemleriyle bu yaralanma olmadan tespiti yaralanma riski taşıyan sporcu için maddi ve manevi olarak birçok kazanımı olan bir durumdur. Spor hekimlerince yürütülmüş, Türkçeye uyarlanmış ve geliştirilmesine devam edilen iki adet çalışmada bu yaralanmaya risk oluşturan kesme ve sıçrama hareketleri incelenmiştir (11, 12) (Resim 1). Bu çalışmalar ekipman kolaylığı ile özel bir merkez gerekmeden yapılabilecek hareket analizlerine örnek teşkil etmektedir.

Video kayıt sistemleri temelinde geliştirilen çevrimiçi hareket analizi sistemleri sportif aktivite analiz çalışmaları için günümüzde temel araçtır (17). Bu sistemlerle sporunun uzaysal konumu ve hareketi analiz



a



b

Resim 1

Kesme (1a) ve sıçrama (1b) hareketleri üzerine yapılan biyomekanik analizlerden örnek görüntüler

edilmekte ve veriler nicel olarak elde edilmektedir (17). İşaretçi kullanımı bu sistemlerin analizinde temel yardımcı olmakta ve analiz sırasında kullanılan işaretçi sayısının artışıyla analiz kalitesi artmaktadır (17). Teknolojik gelişmelerin bu sistemleri çok daha ileriye götüreceği göz önüne alındığında bu sistemlerin gelecekte çok daha kalite sonuçlar verecek sistemlere dönüşeceği ön görülmektedir (17).

Kuvvet veya basınç ölçen platformlar bir diğer ekipmanlı hareket analizi yöntemidir. Bu yöntemler temelde Newton'un üçüncü hareket kanununu araştırmaktadır (15). Bu ekipmanlarla sporcunun zeminle ve diğer yüzeylerle arasındaki kuvvet ve basınç nicel olarak ölçülmektedir (15). Zemin tepki kuvvetinin ve diğer yüzeylerin tepki kuvvetlerinin spor yaralanması ve performans üzerine etkileri bu platformlarla beraber klinisyen tarafından incelenmektedir.

Elektromiyografi, dinamik hareket analizinde kullanılan bir diğer yöntemdir. Kas aktivasyonunun elektriksel potansiyel değişimlerini kaydeden elektromiyografi cihazı farklı hareket paternlerinde kas aktivasyonu ve bu paternlerde sporcunun performans artışı konusunda sık kullanılan ekipmanlı bir hareket analizi sistemidir (18). Elektromiyografik inceleme ile sportif aktivite sırasında hangi hareketin hangi aşamasında hangi kas lifinin aktif olduğu anlaşılabilir (4).

Spor hekimliği pratiğinde sık kullandığımız bir diğer cihaz ise izokinetik dinamometredir. İzokinetik dinamometre, hareket sırasındaki kasın kuvvet ve fonksi-

yonunu ölçebilen, üzerindeki dinamometre sayesinde sabit açısal hızda kas kasılmasının izokinetik olarak sağlanabildiği hem test hem de bir egzersiz cihazıdır (15). Kasa maksimum yüklenme olanağı sağlamasına rağmen sabit açısal hızlarda harekete izin verdiği için güvenilir bir cihaz olan izokinetik dinamometre, hareket sırasında ölçülen kas kuvvetini bilgisayar yardımı ile nicel olarak klinisyene vermektedir (15).

Video kamera ve/veya bilgisayar bağımlı birçok ekipmanlı hareket analiz sistemi dışında kullanımı daha basit olan ivme ölçer, jiroskop gibi ekipmanlar da klinisyene hareket analizi sırasında yardımcı olabilmektedir (4). Daha az maliyetli ve daha çok ulaşılabilir olan bu ekipmanlar da kullanımı ile ekipmanlı dinamik hareket analizi sistemleri olarak spor biyomekaniği alanında kullanılmaktadır.

Sporcularda Üst Ekstremitte Biyomekaniği

Sporcularda üst ekstremitte biyomekaniği konusu, fırlatma eylemini içeren tüm spor dallarında sporcuların ve sporcu sağlığı ve/veya performansı üzerine çalışan diğer paydaşların birincil önceliklerinden biri olmuştur. Beyzbol sporundaki atıcının topu atma eylemi, cirit sporcusunun cirit atma eylemi, voleybolda smaç ve servis eylemleri, tenisteki servis eylemi, Amerikan futbolunda oyun kurucunun pas atma eylemi ve futbolda kalecinin topu eli ile uzun mesafelere atma eylemi gibi farklı spor disiplinlerine ve spor disiplinindeki farklı mevkilere özgü fırlatma eylemlerine örnek verilebilir ve bu örnekler çoğaltılabilir.

Fırlatma Eyleminde Kinetik Zincir

Fırlatma sırasında; sırasıyla bacaklar ve kalçalar, gövde, omuz, dirsek ve el eklemlerinde kinetik zincir ilerlemekte ve nesnenin fırlatılması sırasındaki güç aktarımı bu şekilde sağlanmaktadır. Fırlatma eylemi bacak kasları ve kalça rotasyonu ile başlatılan, gövdenin ve omuz rotasyonu ile devam eden bir tüm vücut aktivitesidir (19). Tüm vücuttan ve sonrasında omuz ekleminde gelen bu momentum, ekstansiyondaki dirsek ve ön kol aracılığı ile elin küçük kaslarına transfer edilir ve kırbaç tarzındaki bu hareket sonucunda ileri itici kuvvet fırlatılacak nesneye aktarılır (19). Bu aktarım sırasında; sırt, gövde ve kalçalar kinetik zincirde bir dönme merkezi olarak işlev görerek bacaklardan omuza kuvvet aktarımını sağlamaktadır (19).

Kinetik zincirdeki herhangi bir ögenin yetersizliği fırlatma eylemi sırasında omuz ağrısı veya instabilitesi gibi semptomlara neden olabilmektedir. Bir fırlatma sporcusunun omuz ağrısı şikayetinin nedeni araştırılırken gastroknemius/soleus (kalf) kas güçsüzlüğü, skapular koordinasyon eksikliği, kalça/bacak bölgesi kaslarında esneklik eksikliği veya gövde rotasyonunda hareket kısıtlılığı gibi kinetik zincirin diğer ögelerinin de kapsamlı değerlendirilmesi klinisyenlerin omuz ağrısı nedenini ortaya koymasında ve tedavi etmesinde yardımcı olacaktır.

Fırlatma Eylemi ve Fazları

Fırlatma eylemi toplamda 4 faza ayrılabilir: 1) Hazırlanma/Yükselme, 2) Kurma, 3) İvmelenme ve 4) Yavaşlama/Tamamlama (2) (Resim 2).



Resim 2

2a hazırlanma/yükselme,
2b kurma,
2c ivmelenme,
2d yavaşlama/tamamlama

1-Hazırlanma/Yükselme Fazı: Hazırlanma/yükselme fazında fırlatmanın ritmi belirlenir ve vücut rotasyonu gerçekleşir (2). Bu rotasyon sonucunda kalçalar ve omuzlar nesnenin fırlatılacağı hedef bölgeye göre 90°'de olur (2).

2-Kurma Fazı: Kurma fazı, tüm vücut bölümlerinin nesnenin atılma işine katkıda bulunmak için konumlandığı evredir (2). Bu evrede, yükselme fazı sırasında pasif olan omuz eklemine aktive olduğu ve tam horizontal ekstansiyon ve sonrasında maksimal dış rotasyonla beraber abdüksiyona gittiği gözlemlenmektedir (2). Omuzun maksimal dış rotasyonu sırasında omuz aşırı yüklenmekte ve ön kapsül endişe pozisyonunu almaktadır, aynı zamanda omuz iç rotator kasları maksimal esnemektedir ve omuz eklemine önündeki kuvvetler 350 Newton seviyesi ve fazlasına çıkarak maksimum seviyeleri görmektedir (2). Bu kadar yüksek kuvvetlerde eksternal rotasyonun omuz instabilitesine neden olan primer biyomekanik faktörlerden en önemlisi olduğu bilinmektedir (20). Omuz patolojileri fırlatmanın herhangi bir fazında olabilir ancak glenohumeral eklem maksimum abdüksiyon ve eksternal rotasyonu nedeniyle kurma ve kurma evresinden sonraki ivmelenme evreleri klinisyenler tarafından daha fazla suçlanmakta ve yaralanmaların önlenmesi açısından daha fazla incelenmektedir (20).

Kurma fazının sonuna doğru anterior inferior glenohumeral ligament ve omuz kapsülünün anterior inferioru olmak üzere statik anterior omuz stabilizatörleri en yüksek kuvvetler ile karşı karşıya gelirler (2). Tekrarlanan baş üstü fırlatma eylemi sonucunda da bu yapılar gevşeyerek instabiliteye neden olurlar (21). Kurma fazı, ön bacağın yere temasıyla sona ermektedir. Yükselme ve kurma fazlarının toplam süresi, tüm fırlatma eylemi süresinin %80'ini oluşturmaktadır (2).

3-İvmelenme Fazı: İvmelenme fazı, sporcunun nesneye vermekte olduğu patlayıcı kuvveti nesneye aktardığı evredir. Bu patlayıcı kuvvet iki kuvvetin çok hızlı bir şekilde açığa çıkmasından oluşur ki bu evre tüm fırlatma eylemi süresinin yalnızca %2'sini oluşturmaktadır. Bu kuvvetlerden biri kapsül fibröz dokusunda depolanan elastik kuvvet iken diğeri ise klinisyenlerce çok daha fazla öneme sahip olan subskapularis, teres majör, latissimus dorsi ve pektoralis majör kaslarınca üretilen kurma fazındaki maksimum eksternal rotasyon sonrasında üretilen güçlü iç rotasyon kuvvetidir. Bu güçlü iç rotasyon kuvveti glenohumeral eklemden yüksek şiddette kuvvetler üretilmesine ve bu kuvvetler sonucunda humerus başının glenoidde tutulması için rotator manşet grubu kaslarına ciddi stabilizatör görevler düşmesine neden olmaktadır (22).

İlk ve ani omuz ivmelenmesinden sonraki ikincil ivmelenmede göğüs duvarının ön grup kasları görevlidir. Kurma fazının sonlarındaki ve ivmelenme fazındaki rotator manşet kas yorgunluğu, hareket koordinasyonu kaybına ve ön omuz duvar desteğinde azalmaya neden olabilir (23). İvmelenme fazında, ani omuz iç rotasyonu sonucunda dirsek eklemi üzerine de önemli derece valgus kuvveti binmektedir. Bu ani kuvvet sonucunda da özellikle dirsek medial kollateral bağ akut veya aşırı kullanım yaralanmaları görülebilmektedir (24).

4) Yavaşlama/Tamamlama Fazı: Yavaşlama/tamamlama fazı, nesnenin fırlatılmasından ziyade vücudun daha önceki fazlarda karşılaştıkları kuvvetlere karşı gelme evresi olarak nitelendirilebilir. Nesnenin serbest bırakılmasını takiben glenohumeral eklemden yüksek şiddetli ön çekme kuvvetleri gerçekleşir (2). Bu durum omuz posterior yapılarına aşırı yük binmesine sebep olmaktadır. Bu yük sonucunda internal ve eksternal omuz kasları yüksek düzeyde kuvvetler üreterek humerusu glenoid içinde tutmaya çalışırlar (2). Rotator manşet dış rotator kaslar, skapular stabilizatör kaslar ve arka deltoidin beraber eksenrik kuvvet üretmesi ile omuzun bu hareketi kısıtlanır (2). Eğer sporcu atış tekniğini doğru yapmışsa bu kaslara omurga kasları da yardımcı olmakta ve iş yüklerini azaltmaktadır. Bu örnekte de görebileceğimiz gibi yanlış teknik birçok spor yaralanmasında risk faktörü olarak karşımıza çıkmaktadır (25). Yavaşlama/tamamlama fazında, omuz yüksek streslerinin dışında dirsek ekstansiyonunun yavaşlatılmasını sağlayan dirsek fleksör kaslarında da stres oluşmaktadır. Bu faz, tüm fırlatma süresinin yaklaşık %18'ini oluşturmaktadır.

Skapulanın Üst Ekstremitte Biyomekaniğindeki Rolü

Fırlatma biyomekaniği sırasında ayrıca incelenmesi gereken ve belki de biyomekanik önemi en fazla olan kemik skapuladır. Skapulanın koordinasyonu fırlatma biyomekaniği için çok önemlidir. Ben Kibler tarafından 1998 yılında skapulanın fırlatma sırasındaki görevleri tanımlanmış ve bu görevler Tablo 1'de özetlenmiştir (26).

Anormal Skapula Biyomekaniği

Anormal skapula biyomekaniği, omuz işlevlerinin bozulmasına neden olmaktadır (27). İncelemeyle gözlemlenebilen anormal skapula biyomekanikleri skapulotorasik diskinezi şeklinde isimlendirilmektedir. Fırlatma eylemi sırasında skapulotorasik diskinezi yanlış hareket paternlerine ve dolayısıyla da omuz ve dirsek patolojilerine yol açmaktadır (27).

Tablo 1'de skapulanın retraksiyonu ve protraksiyonu-

Tablo 1

Skapulanın omuz biyomekaniği sırasındaki görevleri

Skapulanın Görevi	Açıklaması
Humerus için stabil bir soket sağlar.	Glenoid, top-soket tipinde bir eklem olan glenohumeral eklem sockets kısmıdır. Fırlatma eylemi sırasında humerus hareketi boyunca skapula dönerek glenohumeral eklem stabilizasyonunda görev alır.
Toraks duvarı boyunca retrakte ve protrakte olur.	Skapula fırlatma eyleminin kurma fazında retrakte olurken ivmelenme eylemi ve sonrasındaki yavaşlama eylemi sırasında kuvvetlerin bir kısmını dağıtmak amacıyla protrakte olur.
Akromiyonun elevasyonu için rotasyon yapar.	Fırlatma eylemi sırasında humerus- omurga abduksiyonunun 85°-100° arasında olması gerekir. Bu eylem sırasında akromiyonun rotator manşetten kurtulması için skapula yukarı rotasyon yapar.
Kasların yapışacağı alan sağlar.	Stabilizatör kaslar, skapulanın medial, superior ve inferioruna; ekstrinsik kaslar (deltoid, biceps ve triceps) skapulanın laterale tutunurlar.
Kinetik zincir için anahtar bağlantı rolündedir.	Skapula, alt ekstremiteden ve gövdeden gelen büyük kuvvetlerin üst ekstremiteye aktarılmasını sağlar.

nun biyomekanik öneminden bahsedilmiştir. Skapulo-toraksik diskinezi durumunda skapular retraksiyonun kısıtlanması fırlatma eyleminin kurma fazında instabiliteye neden olmakta ve ivmelenme fazına geçişi engellemektedir (2). Skapula protraksiyonunun kısıtlandığı durumda ise omuzdaki yavaşlama kuvvetleri artarak ivmelenme fazında omuz hareket ederken glenohumeral eklemdeki biyomekanik denge bozulmaktadır (2). Protraksiyonun arttığı durumda ise skapulanın antero-inferior rotasyonu sırasında sıkışma meydana gelmektedir (2).

Fırlatma eylemi sırasındaki retraksiyon ve protraksiyon dengesinin kaybı glenohumeral eklem anterioruna binen yükü artırmaktadır. Bu eklemdeki anterior kemik desteğinin az olmasından kaynaklı olarak, anterior stabilizatörler (glenohumeral ligamentler ve labrum) üzerine fazla yük binmekte ve dolayısıyla omuz eklem anterior instabilitesine zemin hazırlanmaktadır.

Skapular elevasyon, akromiyonun elevasyonunda rol almaktadır. Akromiyonun elevasyonunun kısıtlanması durumunda, fırlatmanın kurma ve tamamlama fazlarında sıkışma oluşmaktadır. Alt trapez ve serratus anterior kaslarının (akromiyon elevatör kas çifti) inhibisyonu ile beraber akromiyonun elevasyon kısıtlılığı artar ve bu inhibisyon sıkışma ile sonuçlanmaktadır (28).

Skapular instabilite, origoları bu kemik üzerinde olan kasların instabilitesi ve dolayısıyla bu kasların kuvvet oluşturamaması durumuyla sonuçlanır. Bu instabilite genellikle skapular spinal aksesuar sinir felcinde görülmektedir (29). Böylece origoları skapulada olan kasların kasılma doğrultusu inseriyonun origoya doğru olacak şekilde yer değiştirir, kasların stabil humerustan kasılmasıyla skapula laterale çekilir (29). Aynı şekilde, skapulanın fırlatma eylemi kinetik zincirindeki köprü görevi kaybolur. Alt ekstremiteden üst ekstremiteye kuvvet aktarımı engellenir. İtme eylemi sırasındaki bu kuvvet kaybı nedeniyle kinetik zincirin distal komponentleri kuvvet üretmek amacıyla daha fazla çalışmak durumunda kalır. Fazla çalışma durumuna rağmen üst ekstremitede kas gruplarının yetersiz boyutta ve kesitsel kas alanına sahip olmasından dolayı kuvvet üretimi kısıtlı kalır. Bu distal adaptasyon sonucunda da üst ekstremitede aşırı yüklenme yaralanmaları kaçınılmaz hale gelir. Bu örnekte de anlaşılacağı üzere, alt ekstremiteye ait yaralanmalar fırlatma sporcusunun performansını azaltırken üst ekstremitede yaralanma riskini de artırmaktadır (2).

Fırlatma Sporcusunda

Dominant Ekstremitedeki Adaptasyonlar

Düzenli aralıklarla yapılan ve tekrarlayan fırlatma eylemi, özellikle sporcunun omuz ve dirsek eklemlerindeki kemik yapıda, yumuşak dokuda ve dolayısıyla

kas kuvvetinde ve esneklikte adaptasyonlara neden olmaktadır (30).

Düzenli fırlatma eylemi gerçekleştiren sporcuda omuz eksternal rotasyon eklem hareket açıklığı kronik süreçte artar (31). Kurma fazında anterior kapsülün ve anterior stabilizatörlerin (inferior glenohumeral ligamentler) gerilmesi ve instabilitesi nedeniyle eklem hareket açıklığı değişimi gerçekleşmektedir. Bu fonksiyon kaybı ve instabilite, fırlatma eylemi biyomekaniğini bozarak omuzun anterior instabilitesine ve sıkışma sendromlarına yol açabilir (2).

Tekrarlayıcı fırlatma eylemi sporcuda omuz eksternal rotasyon ve internal rotasyon kuvvet dengesini bozmaktadır (32). İzokinetik dinamometre ile yapılan ölçümler sonucunda araştırmacılar, konsantrik/konsantrik modda iç rotator/dış rotator kas kuvvet oranını normal değerini 3/2 olarak saptamışlardır (32). Ancak fırlatma sporcusunda bu oran aşırı derecede artmakta ve kas dengesinde yaşanan değişim sonucunda omuz yaralanmalarına zemin hazırlamaktadır (32). İç rotator/dış rotator kas kuvvet oranı dengesizliğinin engellenmesi/düzenlenmesi ve koruyucu hekimlik yaklaşımı açısından yapılandırılmış egzersiz programlarının önemi göz ardı edilmemelidir (32). Ayrıca fonksiyonel yavaşlama oranı (functional deceleration ratio-FDR) olarak da adlandırılan konsantrik/eksantrik modda ölçülen iç rotator/dış rotator kas oranı spor yaralanmalarının önlenmesinde kullanılabilecek bir diğer uygulamadır (35).

Tekrarlayıcı fırlatma, dirsekte de valgus stresine bağlı olarak medial stabilizatörlerin (medial kollateral ligament, eklem kapsülü ve fleksör kaslar) bozulmasına neden olup sporcuda taşıma açısının artmasına sebebiyet vermektedir (33). Valgus stres sonuçlarına göre daha az sıklıkla olmakla beraber, fırlatma eylemi sırasındaki aşırı eksantrik yüklenme dirsekte ön kapsül yaralanmalarına, posterior sıkışmaya, ön kol fleksör kas yaralanmalarına neden olabilmektedir (34).

Fırlatma Sporcusunda Sık Görülen Biyomekanik Teknik Hatalar

Fırlatma sporcularında en sık görülen biyomekanik teknik hata, sporcunun kurma fazından ivmelenme fazına çok erken geçmesinden kaynaklanmaktadır. Kurma fazındaki sporcu, gövde rotasyonunu erken yaparsa omuz yeterince eksternal rotasyon yapamaz. Bu durum anterior omuz yapılarında stres artışına, omuz eksternal rotatorlarında aşırı eksantrik yüklenmeye ve dirsekte valgus stres artışına neden olur (2).

Sporcunun yorulduğu durumda da fırlatma sırasında omuz abduksiyonunun azaldığı görülür. Bu azal-

ma, dirsek alçalması ve fırlatma hızının düşmesi ile sonuçlanır. Bu biyomekanik hatalar sonucu omuz rotator manşet kas yaralanmalarında ve dirsek yaralanma oranlarında artış görülebilmektedir. Sporcunun mevcut müsabaka sırası yorgunluğu veya sürantrane olması durumları da biyomekanik hatalara zemin hazırlamaktadır (2).

Normal fırlatma biyomekaniğinde nesne serbest bırakılırken ön kol pronasyondadır. Sporcunun atış tipi veya teknik hatası nedeniyle ön kolun supinasyonda olması veya pronasyondayken supinasyona zorlanması da yine yaralanma riskinde artışa neden olabilmektedir (2).

Sporcularda Alt Ekstremitte Biyomekaniği

Sporcularda alt ekstremitte biyomekaniği ve alt ekstremitte biyomekanik yetersizlikleri spor yaralanmalarının önlenmesi ve tedavisi süreçlerinde klinisyenlerin en önemli ilgi alanlarından biri olmuştur. Prospektif kanıt eksikliklerine rağmen biyomekanik faktörler geleneksel olarak çeşitli yaralanmalarla ilişkilendirilmiştir (35). Bu durum da klinisyenlerin geçmişten günümüze alt ekstremitte biyomekaniklerine, biyomekanik anormalliklere ve bu anormalliklerin tedavisi sonucu sporcu yaralanma insidansı düşüşünü sağlamaya yönelik çalışmalarına ilham olmuştur.

Spor sırasında alt ekstremitte birçok farklı hareket yaparak sporcunun tekniğine ve performansına katkı sağlamaktadır. Alt ekstremitenin hareket paternleri; 1) statik duruş, 2) basit fonksiyonel hareketler (tek bacak üstünde dengede duruş, tek bacak ile skuat, basamak inme, sıçrama vb.), 3) dinamik hareketler (koşu) ve 4) spora özgü hareketleri olmak üzere dört ana başlık altında sınıflandırılabilir (2).

Koşu Eylemi Biyomekaniği

Giriş bölümünde de bahsedildiği üzere alt ekstremitte biyomekanikleri dört hareket paterni başlığı altında incelenmektedir. Bu bağlamda, sporcular tarafından sıklıkla kullanılan ve yaralanmalara da sebebiyet verebilen koşu eylemi, bu bölümde biyomekaniği tartışılacak hareket paternidir.

Özellikle aşırı kullanım yaralanması mekanizmaları, yetersiz koşu biyomekaniği ile ilişkilendirilmektedir. Koşu biyomekaniği 5 fazdan oluşmaktadır: 1) yüklenme fazı (topuk vuruşu ve taban teması arası), 2) orta duruş fazı (taban teması ile topuk kalkışı arası), 3) ileri itiş fazı (topuk kalkışı ile parmak kalkışı arası), 4) erken salınım fazı ve 5) salınım sonu fazı (2) (Resim 3). Yürüyüş biyomekaniği ve koşu biyomekaniği arasında çok büyük benzerlikler olsa da koşuyu yürüyüşten ayıran temel farklılıklar bulunmaktadır. Bu kapsamda

**Resim 3**

Sağ alt ekstremitenin için sırasıyla
Yüklenme (3a),
Orta Duruş (3b),
İleri İtiş (3c),
Erken Salınım (3d) ve
Salınım Sonu (3e) Fazları

en temel farklılık, koşuda ayakların zemine temas etmediği 'süzülme fazı'dır (36). Ayrıca koşu eyleminde maruz kalınan zemin tepki kuvveti (ZTK), yürüyüşe göre 2 kat fazladır (37), pelvisin öne tilti daha fazladır (38) ve diz ile kalça eklemlerinin sagittal hareketleri artmıştır (2). Bu durum da alt ekstremitenin stres yaralanması riskini artırmaktadır (2).

1-Yüklenme Fazı

Yüklenme fazının başlangıcında, topuk (arka ayak) çok hafif bir inversiyonla (0-5°) yere temas eder (39). Pelvis, topuk ile aynı hatta, öne tiltte (10°) ve iç rotasyondadır. Kalça dış rotasyonda (5-10°) ve fleksiyonda (20-30°), diz fleksiyondadır (10°). Topuk teması sırasındaki ZTK vektörünün laterale doğru olması bu fazda alt ekstremitenin eklemlerinde bir takım hareket zincirine neden olmaktadır. Bu hareket zinciri; topuk eversiyonu, tibia ve femur iç rotasyonu ile kalça addüksiyonudur. ZTK hattının diz posteriorundan geçmesiyle diz fleksiyonu 45°'ye kadar çıkar (40). Bu hareket zincirinin tamamı ZTK'nin dağılımını sağlayan eksantrik kas aktiviteleri ile kontrol altındadır (40).

Yüklenme fazının başındaki topuk inversiyonunun ZTK ile eversiyona dönüşümü midtarsal eklemlerin serbestleşmesini sağlamaktadır (41). Bu serbestleş-

me, yere basış sırasında ön ayağın zemine sağlam temas etmesini sağlamakta (42) ve olası uygunsuz zeminlerde yüklenmeye uyum sağlanmasına olanak vermektedir (41).

Ayak pronasyonu yüklenme fazında görülen normal bir hareket paterni olsa da ayağın hiperpronasyonu; ayak pronasyonunu kontrol eden plantar fasyada, tibialis posterior kasında ve intrinsek ayak kaslarında zorlanmaya neden olmaktadır (41). Ayrıca hiperpronasyon, ZTK'nin mediale kaymasına neden olarak alt ekstremitenin proksimalindeki hareketleri belirginleştirerek o bölgenin kontrolünü sağlayan bağ ve kas yapılarındaki yükü artırmaktadır (41). Bu durumun tersine ayağın yetersiz pronasyonu veya aşırı supinasyonu ZTK'nin laterale kaymasına yol açar (41) ve bu durum ayağın hipomobilitesine ve daha kötü şok emme kapasitesine neden olur. Sonuç olarak da bu laterale kayma; stres kırıklarına (36), lateral ayak bileği burkulmalarına ve kronik ayak bileği instabilitesine neden olabilmektedir (43).

Bu faz sırasında alt ekstremitenin proksimalindeki yapıların biyomekanik hataları da yaralanmalara sebebiyet vermektedir. Aşırı kontralateral pelvik düşme ve aşırı kalça addüksiyonu/iç rotasyonu; iliotal bant, glute-

al kaslar ve tensor fascia lata üzerindeki stresi artırmaktadır (2). Aynı şekilde bu durum; lomber omurga, patellofemoral eklem ve tibiofemoral eklem üzerindeki yüklerin değişmesine de neden olmaktadır (2).

2-Orta Duruş Fazı

Bu fazın başlangıcı, ön ayağın nötral olarak zemine temas etme anı olarak belirtilmektedir (39). Bu faz temas anındaki şok emiliminden ileri itiş kuvveti için gerekli biyomekaniklere geçiş fazıdır. Bu süreçte ayak bileği azami olarak dorsifleksiyona (DF) (20°) gelir ve alt bacağın ve vücut kütle merkezinin (VKM) ileriye doğru hareketi sağlanmış olur (44). DF açısının aşırı olarak arttığı durumlar; plantar fasya, aşıl tendonu ve kalf kasları (gastroknemius ve soleus) üzerindeki zorlanmanın artışı ile sonuçlanabilir (2).

Kalça ve diz ekstansiyonu ile birlikte VKM, yere basan ekstremitenin önüne geçer. Hemen sonrasında ise azami ayak pronasyonu ve ardından azami ayak bileği DF'si gerçekleşir (39). Bununla birlikte azami ayak eversiyonu yaklaşık 10° ve azami ön ayak abdüksiyonu 5° olmalıdır (39). Daha sonrasında topuk inversiyona başlar, ön ayak addüksiyona gelir ve bunun sonucunda da ayak supinasyonu ile tibia ve femur dış rotasyonu gerçekleşir (2).

Bu fazdaki hiperpronasyonun veya ileri itişin gecikmesi/başarısız olması durumlarında aşırı zorlanma yaralanmaları görülebilmektedir. Distal yapılar; plantar fasya yaralanmaları, aşıl ve tibialis posterior tendinopatileri, tibia stres reaksiyonları ve proksimal yapılar; patellofemoral eklem, iliotibial bant, patellar tendon yaralanmaları görülebilecek zorlanma yaralanmalarına örnek olarak verilebilir (2).

3-İleri İtiş Fazı

Bu fazın başında topuk kalkışıyla beraber ayak supinasyonu görülmektedir. Supinasyonla birlikte topuk inversiyonu transvers tarsal eklem eksenlerinin yaklaşmasına neden olur (41). Bu yakınlaşma orta ayağın kilitlenmesine neden olur ve orta ayak bu fazda kaldıraç etkisi oluşturur (41). Yere temas eden ekstremitenin dış rotasyona orta duruş fazındaki gibi devam eder ve kalça eklemi 0-10° azami ekstansiyona ulaşır (38). Diz eklemi, diz fleksörleri yardımıyla önceki faza göre daha da fleksiyona gelir (45). Son olarak da yere temas eden bacağın öne ivmelenmesi ayak bileği plantar fleksiyonu ile sağlanır (36).

Plantar fleksiyonu sağlayan kalf kasları, tibialis posterior ve intrinsik ayak kasları ile birlikte bu fazdaki orta ayak kaldıraç etkisinin sürdürülmesine yardımcı olmaktadır (41). Bu etki sırasındaki ayağın sertliği çıkırık mekanizması ile desteklenir. Bu mekanizma, me-

tatars ekstansiyonu nedeniyle görülen plantar fasya gerginliği artışı ve kalkaneus ile metatars başlarının birlikte çekilmesiyle gerçekleşmektedir (41).

Bu fazın normal olarak yapılamaması durumunda anormal koşu kalıbı gelişir. İleri itiş kısıtlanması sonucu performans kaybı yaşanır. Ayrıca peroneal kasların bu kaybı tolere etmeye çalışması nedeniyle peroneal tendinopati ve/veya fibula stres reaksiyonları görülebilir (2).

Bu fazda supinasyon eksikliği görülürse itiş birinci parmak yerine lateral parmaklar tarafından yaptırılır. Bu durum da Morton nöroması ve lateral ön ayak stres reaksiyonuna neden olabilmektedir (2).

Son olarak da ileri itişin azalması, koşu sırasındaki ileriye doğru momentumun salınım evresinde yapılmasına neden olur. Bunu sağlamak için kalça fleksörleri, rektus femoris ve iliopsoas kası kalça fleksiyonunu arttırmak durumunda kalır ve bu kasların tendinopatileri görülebilir. Ayrıca ileri itişin azalması durumunun telafisi için pelvis ve gövde rotasyonu artabilir, bu durum da spinal yaralanmalara neden olabilir (2).

4-Erken Salınım Fazı

Bu fazda vücut her iki alt ekstremitenin de yere temas etmediği süzülme fazına girer. Süzülen ekstremitedeki ileri momentumu, rektus femoris ve iliopsoas kas aktivitesi sağlamaktadır (36). Bacak ile pelvis de öne doğru ilerler, kalça abdüksiyona ve dış rotasyona gelir (36). Bu hareket kalça addüktörleri tarafından kontrol edilmektedir. Salınım sonunda yere temas edecek ayak bileğinin DF'si için tibialis anterior kasılır (36).

Bu fazda karşı ekstremitenin kendi yüklenme fazına başlamaktadır. Salınımdaki ekstremitenin salınımına devam etmesi yüklenme fazındaki ekstremitenin gluteal kaslar yardımı ile ortaya çıkan ZTK'yi dağıtmasına ve pelvisin salınım fazı tarafına düşmesini önlemesine bağlıdır. Bu düşmenin engellenememesi durumunda salınan ekstremitenin toparlanabilmesi için salınan ekstremitenin kalça ve diz fleksörleri aşırı kullanılır, böylece aşırı kullanım yaralanmalarına açık hale gelir (2).

5-Salınım Sonu Fazı

Karşı ekstremitenin, ayak parmak ayrılığı ile süzülme fazına girer. Salınım sonundaki kalça eklemi azami fleksiyona (yaklaşık 30°) ulaşır (36). Hamstring aktivitesi ile hızla ekstansiyona giden diz yavaşlatılır. Kalça abdüksiyonunu kısıtlamak için eksenrik kasılan kalça addüktörleri konsantrik kasılarak kalçaya addüksiyon yaptırır ve kalçayı orta hatta yaklaştırır (13).

Koşu Eyleminde Ayak Açısı ve Adım Genişliği

Yürüyüş sırasında normal ayak açısı ilerleme çizgisine göre yaklaşık 10° abdüksiyondadır (2). Adım genişliği (iki ayağın mediallyeri arasındaki mesafe) ise yani yaklaşık 2,5-3 cm'dir (2). Bu değerler koşu sırasında stabiliteyi artırmak için değişmektedir. Yavaş koşudan sprinte doğru koşu hızı arttıkça, ayak abdüksiyon açısı ve iki ayak arasındaki adım genişliği azalmaktadır (2). Sprint sırasında bu değerler o kadar azalır ki ayak abdüksiyon açısı 0° 'ye yaklaşır ve ayak vuruşu ilerleme hattında seyrederek adım genişliği 0 cm'ye inebilir. Bu durum VKM'nin sapmasını kısıtlayarak performansı artırır (2).

Koşu Eyleminde Vücut Kütle Merkezi ve Basma Noktası

Koşu sırasında, ayağın temas noktası ile VKM arasındaki mesafenin artışının alt ekstremiteye daha fazla stres bindirdiği düşünülmektedir (46). Bu durum da yaralanma riskini artırmaktadır. VKM ile temas noktası arasındaki farkın ayak uzunluğunun üçte birinden fazla olmaması gerekmektedir (46). Sprint sırasında temas noktası VKM ile aynı hizaya gelmektedir (46).

Koşu Hızı Artışının Biyomekanik Etkileri

Koşu hızı arttıkça alt ekstremitte proksimal eklemlerde (pelvis, kalça ve diz) eksantrik kas kontrolüne artan gereksinimle bu eklemlerde hareket artarken (36), distal eklemlerde (ayak bileği, arka/orta/ön ayak) stabilite ihtiyacı nedeniyle hareket azalmaktadır (47).

Koşu hızının, faz geçişlerine de etkisi görülmektedir. Yavaş koşuda, salınım fazı yere basma fazından kısarken hız arttıkça süreler birbirine yaklaşır. Hatta sprint sırasında salınım fazı yere basma fazından daha kısa hale gelmektedir (41).

Son olarak koşu hızı arttıkça ayağın yere temas yüzeyi değişmektedir. Çoğu kişide yürüyüş ve yavaş koşu sırasında yere ilk önce ayak topuğu temas etmektedir. Ancak koşu hızı arttıkça bu temas önce orta ayağa daha sonrasında da sprintle birlikte parmak ucuna doğru kaymaktadır. Ayrıca bu durum çıplak ayakla koşuda da görülür ki çıplak ayakla koşarken insanlar ön ayak vuruş kalıbı göstermektedirler (48).

Koşu Eyleminde Topuk ile Ön Ayak Vuruşunun Karşılaştırılması

Son dönemde koşucuların ön ayak vuruşunu topuk vuruşuna tercih ettikleri gözlemlenmektedir. Bu durum McDougall tarafından yazılmış 'Born to Run' isimli kitabın popülaritesinden kaynaklanmaktadır (49). Bu da klinisyenlerin bu iki koşuş tekniği arasındaki farkı araştırması ve öğrenmesi açısından gereklilik doğurmaktadır.

Ön ayak vuruşu, yere temas sonrası ayak bileği plantar fleksiyonuna ve ardından topuğun yere teması sonrası ayak bileği DF'sine neden olmaktadır (41). Ön ayak vuruşu sonrasında görülen DF, ayak bileği ekleminin esneklik artışı ve ayak bileğine ZTK ile yüklenme azalmasıyla sonuçlanır (48). Ayrıca ön ayak vuruşu sırasında diz ve kalça eklemine binen yüklerin de azaldığı bildirilmiştir (50). Ancak ön ayak vuruşu sonrası ayak bileği eklemine binen yük artmakta ve aşil tendinopatisi, plantar fasyopati, metatars stres reaksiyonu gibi patolojilere neden olabilmektedir (50).

Sonuç

Hareket analizi sistemleri ve üst ve alt ekstremitte hareket paternlerindeki hataların tespit edilip düzeltilmesi spor yaralanması önlenmesi, rehabilitasyonda kalite artışı ve sporcuda performans artışı için kullanılmakta ve kullanıcıya verdiği verilerle faydalı bilgiler sunmaktadır. Teknolojinin durdurulamaz gelişimiyle günden güne değişen ve gelişen bir konu olarak spor biyomekaniği üzerinde çalışılması gereken önemli bir alan olarak göze çarpmaktadır.

Çıkar Çatışması Beyanı

Herhangi bir çıkar çatışması yoktur.

Etik Kurul Onayı

Bu makale, insan veya hayvanlar üzerinde herhangi bir çalışma içermemektedir.

Finansman

Bu çalışma, kamu, ticari veya kar amacı gütmeyen sektörlerdeki finansman kuruluşlarından herhangi bir finansal destek almamıştır.

Verilerin Ulaşılabilirliği

Tüm veriler makalede ve/veya ek dosyalarda mevcuttur.

Yazar Katkıları

G.K: Çalışmanın planlanması; Verilerin İşlenmesi; Formal Analizler; Araştırma; Metodoloji; Validasyon; Kaynakların Sağlanması; Görselleştirme; Makalenin Yazımı.

S.E: Çalışmanın planlanması; Formal Analizler; Araştırma; Metodoloji; Proje Yönetimi; Denetim; Validasyon; Makalenin düzenlenmesi.

Editöryal

Makalenin yazarlarından SE dergi editörlerinden biri olarak görev almakla birlikte bu makalenin yayım süreçlerinin hiç bir aşamasında görev almamıştır.

Kaynaklar

- Hall SJ, Lyssell D. Basic biomechanics. 2nd ed. St. Louis: Mosby; 1995.
- Brukner P, Brukner KK. Khan's clinical sports medicine: Volume 1 Injuries. 5th ed. North Ryde. NSW McGraw-Hill Education Australia; 2017.
- Miller MD, Thompson SR. DeLee and Drez's orthopaedic sports medicine e-book: 2-volume set: Elsevier Health Sciences; 2009.
- Dönmez G, Ak E, Ödek U, Özberk N, Korkusuz F. Sporda hareket analizi. Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği (TOT-BİD) Dergisi. 2014;13:369-80.
- Caniberk M, Sesli FA, Çetin C. Spor Biyomekaniğinde ve Üç Boyutlu Hareket Analizinde Sayısal Fotogrametrimin Kullanılması. Spor Hekimliği Dergisi. 2016;51(4):117-27.
- Micheli LJ. Encyclopedia of sports medicine. 1st ed. Sage Publications; 2010.
- Dingenen B, Gokeler A. Optimization of the return-to-sport paradigm after anterior cruciate ligament reconstruction: a critical step back to move forward. Sports medicine. 2017;47(8):1487-500.
- Alcalde GE, Fonseca AC, Bôscua TF, Gonçalves MR, Bernardo GC, Pianna B, et al. Effect of aquatic physical therapy on pain perception, functional capacity and quality of life in older people with knee osteoarthritis: study protocol for a randomized controlled trial. Trials. 2017;18(1):1-6.
- O'Connor FG. ACSM's sports medicine: a comprehensive review. 1st ed. LWW, Illustrated edition; 2012.
- Dicharry J. Kinematics and kinetics of gait: from lab to clinic. Clinics in sports medicine. 2010;29(3):347-64.
- Arslan E, Ercan S. Kesme (Koşarken Ani Yön Değiştirme) Hareketini Değerlendirme Puanlaması'nın Türkçe Uyarlama Çalışması. SPORMETRE Beden Eğitimi ve Spor Bilimleri Dergisi. 20(2):43-55.
- Ercan S, Arslan E, Çetin C, Başkurt F, Başkurt Z, Baser Kolu Mİ. Sıçramadan Sonra Yere İniş Hata Puanlama Sistemi'nin Türkçe Uyarlama Çalışması. Kocaeli Tıp Dergisi. 2021;10(2):174-8.
- Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement. 4th ed. John Wiley & Sons; 2009.
- Souza RB. An evidence-based videotaped running biomechanics analysis. Physical Medicine and Rehabilitation Clinics. 2016;27(1):217-36.
- Payton CJ, Burden A. Biomechanical evaluation of movement in sport and exercise: the British Association of Sport and Exercise Sciences guide: Routledge; 2017.
- Kaeding CC, Léger-St-Jean B, Magnussen RA. Epidemiology and diagnosis of anterior cruciate ligament injuries. Clinics in sports medicine. 2017;36(1):1-8.
- Milner CE. Motion analysis using on-line systems. Biomechanical evaluation of movement in sport and exercise. 1st ed. Routledge; 2017.
- He X, Leong HT, Lau OY, Ong MT-Y, Yung PS-H. Altered neuromuscular activity of the lower-extremities during landing tasks in patients with anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review of electromyographic studies. Journal of sport rehabilitation. 2020;29(8):1194-203.
- Arui AS, Kanekar N, Lee Y-J, Ganesan M. Enhancement of anticipatory postural adjustments in older adults as a result of a single session of ball throwing exercise. Experimental brain research. 2015;233(2):649-55.
- DeFroda SF, Goyal D, Patel N, Gupta N, Mulcahey MK. Shoulder instability in the overhead athlete. Current Sports Medicine Reports. 2018;17(9):308-14.
- Lin DJ, Wong TT, Kazam JK. Shoulder injuries in the overhead-throwing athlete: epidemiology, mechanisms of injury, and imaging findings. Radiology. 2018;286(2):370-87.
- Sangwan S, Green RA, Taylor NF. Stabilizing characteristics of rotator cuff muscles: a systematic review. Disability and rehabilitation. 2015;37(12):1033-43.
- Gaudet S, Tremblay J, Dal Maso F. Evolution of muscular fatigue in periscapular and rotator cuff muscles during isokinetic shoulder rotations. Journal of sports sciences. 2018;36(18):2121-8.
- Park J-Y, Kim H, Lee J-H, Heo T, Park H, Chung SW, et al. Valgus stress ultrasound for medial ulnar collateral ligament injuries in athletes: is ultrasound alone enough for diagnosis? Journal of shoulder and elbow surgery. 2020;29(3):578-86.
- Aicale R, Tarantino D, Maffulli N. Overuse injuries in sport: a comprehensive overview. Journal of orthopaedic surgery and research. 2018;13(1):1-11.
- Ben Kibler W. The role of the scapula in athletic shoulder function. The American journal of sports medicine. 1998;26(2):325-37.
- Kibler WB, Sciascia A. Evaluation and management of scapular dyskinesis in overhead athletes. Current Reviews in Musculoskeletal Medicine. 2019;12(4):515-26.
- Chung Y-C, Chen C-Y, Chang C-M, Lin Y-L, Liao K-K, Lin H-C, et al. Altered corticospinal excitability of scapular muscles in individuals with shoulder impingement syndrome. PloS one. 2022;17(5):e0268533.
- Didesch JT, Tang P. Anatomy, etiology, and management of scapular winging. The Journal of hand surgery. 2019;44(4):321-30.
- McDonald AC, Mulla DM, Keir PJ. Muscular and kinematic adaptations to fatiguing repetitive upper extremity work. Applied ergonomics. 2019;75:250-6.
- Manzi JE, Dowling B, Trauger N, Fu MC, Hansen BR, Dines JS. The influence of shoulder abduction and external rotation on throwing arm kinetics in professional baseball pitchers. Shoulder & Elbow. 2022;14(1 Suppl):90-98. doi: 10.1177/17585732211010300.
- Berckmans K, Maenhout AG, Matthijs L, Pieters L, Castelein B, Cools AM. The isokinetic rotator cuff strength ratios in overhead athletes: Assessment and exercise effect. Physical Therapy in Sport. 2017;27:65-75.
- Hattori H, Akasaka K, Otsudo T, Hall T, Amemiya K, Mori Y. The effect of repetitive baseball pitching on medial elbow joint space gapping associated with 2 elbow valgus stressors in high school baseball players. Journal of Shoulder and Elbow Surgery. 2018;27(4):592-8.
- Tajika T, Kobayashi T, Yamamoto A, Kaneko T, Shitara H, Shimoyama D, et al. A clinical and ultrasonographic study of risk factors for elbow injury in young baseball players. Journal of Orthopaedic Surgery. 2016;24(1):45-50.
- Van Gent R, Siem D, van Middelkoop M, Van Os A, Bierma-Zeinstra S, Koes B. Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review. British journal of sports medicine. 2007;41(8):469-80.
- DeJong P, Hatamiya NS, Barkley LC. Running Gait Analysis and Biomechanics. Current Sports Medicine Reports. 2022;21(4):107-8.
- Ismail SI, Nunome H, Marzuki FF, Suaidi I. The influence of additional surface on force platforms ground reaction force data during walking and running. Am J Sports Sci. 2018;6:78-82.
- Franz JR, Paylo KW, Dicharry J, Riley PO, Kerrigan DC. Changes in the coordination of hip and pelvis kinematics with mode of locomotion. Gait & posture. 2009;29(3):494-8.
- Pohl MB, Buckley JG. Changes in foot and shank coupling due to alterations in foot strike pattern during running. Clinical Biomechanics. 2008;23(3):334-41.
- Vanrenterghem J, Venables E, Pataky T, Robinson MA. The effect of running speed on knee mechanical loading in females during side cutting. Journal of biomechanics. 2012;45(14):2444-9.
- Dugan SA, Bhat KP. Biomechanics and analysis of running gait. Physical Medicine and Rehabilitation Clinics. 2005;16(3):603-21.
- Bruening DA, Pohl MB, Takahashi KZ, Barrios JA. Midtarsal locking, the windlass mechanism, and running strike pattern: a kinematic and kinetic assessment. Journal of biomechanics. 2018;73:185-91.
- Drewes LK, McKeon PO, Paolini G, Riley P, Kerrigan DC, Ingersoll CD, et al. Altered ankle kinematics and shank-rear-foot

- coupling in those with chronic ankle instability. *Journal of sport rehabilitation*. 2009;18(3):375-88.
44. Hannigan J, Pollard CD. Differences in running biomechanics between a maximal, traditional, and minimal running shoe. *Journal of science and medicine in sport*. 2020;23(1):15-9.
 45. Riley PO, Dicharry J, Franz J, Croce UD, Wilder RP, Kerrigan DC. A kinematics and kinetic comparison of overground and treadmill running. *Medicine and science in sports and exercise*. 2008;40(6):1093.
 46. Wille CM, Lenhart RL, Wang S, Thelen DG, Heiderscheidt BC. Ability of sagittal kinematic variables to estimate ground reaction forces and joint kinetics in running. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*. 2014;44(10):825-30.
 47. Nester CJ. Lessons from dynamic cadaver and invasive bone pin studies: do we know how the foot really moves during gait?. *Journal of Foot and Ankle Research*. 2009;2(1):1-7.
 48. Lieberman DE, Venkadesan M, Werbel WA, Daoud AI, D'andrea S, Davis IS, et al. Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature*. 2010;463(7280):531-5.
 49. McDougall C. *Born to run: The hidden tribe, the ultra-runners, and the greatest race the world has never seen*. 1st ed. Profile Books; 2010.
 50. Williams III DB, Green DH, Wurzinger B. Changes in lower extremity movement and power absorption during forefoot striking and barefoot running. *International journal of sports physical therapy*. 2012;7(5):525.