



# Hastalıkların Teşhis ve Takibinde Kullanılan Yürüyüş Analiz Sistemleri

Sibel BAKBAK<sup>1,✉</sup>, Ramazan KAYACAN<sup>2</sup>

<sup>1</sup>*Süleyman Demirel Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Makine Mühendisliği Anabilim Dalı*

<sup>2</sup>*Süleyman Demirel Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Makine Mühendisliği Bölümü*

*Başvuru:29/06/2014 Düzeltme:30/08/2014 Kabul:20/10/2014*

## ÖZET

Yürüyüş örüntüsü; topuk vuruş zamanlaması, ayak başparmağı kalkış zamanlaması, adım uzunluğu, adım hızı, hareket mesafesi, ayağın altındaki basınç dağılımı, ayakların birbirine göre oryantasyonu gibi ölçülebilir birçok parametre içermektedir. Yürüyüş analizinde bu parametrelerle ilgili veriler toplanmakta ve toplanan veriler, günümüzde, kliniklerde ve laboratuvar ortamlarında, iskelet-kas sistem bozukluklarının ve nörolojik bozukluklarının değerlendirilmesinde ve tedavisinde, yapılan ortopedik operasyonlar öncesinde ve operasyonlar sonrası hastaların gözlemlenmesinde, hastalığın gelişiminin ve tedavinin etkinliğinin değerlendirilmesinde kullanılmaktadır. Selebral Palsi ve Parkinson gibi nörolojik hastalıklar ile ortopedik hastalıkların sonucunda bu hastalığa sahip bireylerde yürüyüş örüntüsünü oluşturan parametrelerin birinde veya birkaçında sağlıklı bireylere göre değişiklikler görülmektedir. Dolayısıyla yürüyüş analizinin amacı hastalıklı ve sağlıklı durumların birbirinden ayırt edilebilmesini sağlayacak yürüyüş örüntüsü parametrelerini saptamak ve bu parametreler üzerine yoğunlaşmaktır. Yürüyüş analizi kliniklerde deneyimli klinisyenlerce yalın gözle, laboratuvar ortamlarında ise video sistemler, elektromiyografi (EMG) ve yük platformları gibi sistemler kullanılarak zamanla ve mekanla sınırlı bir şekilde yapılmaktadır. Aslında, yürüyüş analizi için kullanılacak yürüyüş parametreleri ile ilgili verilerin, hastanın normal hayatına devam ettiği sürede ve mekânlarda elde edilmesi gerekmektedir. Bu çalışmanın amacı, literatürde yer alan yürüyüş analiz sistemlerini özetlemek ve bu sistemlerin günümüze kadar yaygınlaşmama nedenlerini araştırmak, bu nedenleri ortadan kaldıracak ve hastanın günlük hayatında kullanabileceği yürüyüş analiz sisteminin taşınması gereken özelliklerin tartışılmasını sağlamaktır.

**Anahtar kelimeler:** Yürüyüş analizi, yürüyüş örüntüsü, giyilebilir ölçüm sistemi, denge ve duruş bozuklukları, kuvvet ve eylemsizlik algılayıcıları.

## ABSTRACT

Gait pattern can be characterized by many measurable parameters like heel strike timing, toe off timing, stride length, stride velocity, motion displacement, pressure distribution under the foot, orientation of the feet with respect to each other. By means of gait analysis, data related to these parameters are collected and utilized in order to diagnose skeletal system and neurologic disorders as well as for the evaluation of the improvement, if exists, before and after orthopedic operations, physical rehabilitations and treatment of the disease. As a result of neurologic diseases such as Cerebral Palsy and Parkinson and orthopedic diseases, gait pattern of a patient differs from that of a healthy person with change in one or more gait parameters. The purpose of a gait analysis is therefore to determine the gait parameters that can be used to differentiate between healthy and unhealthy states and focus on those parameters. Gait analysis is performed in clinics by the experienced clinicians with naked eye; in laboratories by means of video systems, electromyography (EMG) and force platforms and other systems, all of which are limited by time and location. In fact, data related to gait parameters should be collected in the patients' daily life environment. The aim of this study is to summarize the current literature regarding the gait analysis systems, evaluate the reasons of being not popular in practice so far and provide the discussion of the features that a gait analysis system should have to become more popular in daily life use.

**Keywords:** Gait analysis, gait pattern, body-worn measurement system, balance and posture failures, force and inertial sensors

## 1. GİRİŞ

Yürüyüş örüntüsü; topuk vuruş (HS) zamanlaması, ayak başparmağı kalkış (TO) zamanlaması, adım uzunluğu, adım hızı, hareket mesafesi, ayağın altındaki basınç dağılımı, ayakların birbirine göre oryantasyonu gibi ölçülebilir birçok parametre içermektedir. Yürüyüş örüntüsü ile ilgili parametrelerin analizi, kısaca yürüyüş analizi, başta ortopedi, nöroloji ve spor hekimliği olmak üzere farklı tıp alanlarında hastalıklı ve sağlıklı durumların birbirinden ayırt edilebilmesi için yaygın olarak kullanılmaktadır. Ortopedik operasyonlar öncesinde, sonrasında ve tedavi sırasında elde edilen verilerin objektif değerlendirilmesi ve yürüyüşe bağlı düşme risklerinin belirlenmesi, yürüyüş analizinin kullanım amaçlarına örnek olarak verilebilir [1]. Yürüyüş analizi, ayrıca patolojik vakalarla sağlıklı bireylerin ayırt edilmesini gerektiren çalışmalar ile iskelet-kas sistem bozukluklarının ve nörolojik bozukluklarının değerlendirilmesini ve tedavi edilmesini içeren çalışmalarda da kullanılmaktadır.

Yürüyüş analizinde, klinisyenlerin gözlem ve tecrübelerine dayanan değerlendirmeleri esas alan ve yaygın olarak kullanılan yöntemler dışında, cihaza dayalı birçok farklı yöntem kullanılmaktadır. Bu yöntemler genelde, kullanılan cihaza bağlı olarak, elektrogoniometri, yüksek hızlı fotoğraflama, video kamera sistemleri, kuvvet platformları, elektromiyografi, ayak swiçleri ve eylemsizlik algılayıcıları şeklinde gruplandırılabilirken bu cihazların vücutta kullanım yerleri de ayak, ayak bileği, alt bacak, üst bacak ve kalça olarak değişmektedir [2]. Günümüz teknolojisiyle birlikte görüntü işleme teknikleri ve kamera sistemleri gelişmiş olmasına rağmen, yürüyüş analizinde kullanılan ve diğer sistemlerden elde edilen sonuçlar için referans oluşturan video kameralı sistemler, yüksek maliyetlerinden ve testler için mekan sınırlaması bulunmasından dolayı kullanımı yaygınlaşmamıştır. Aynı şekilde, kuvvet platformları da yürüyüş sırasında test parkurunun sınırlanmasına yol açmakta ve ayağın havadaki hareketlerinin analiz edilmesinde yetersiz kalmaktadır. Son dönemlerde, giyilebilir sistemler, gerek inme (felç) sonrası hastalığın derecelendirilmesi, gerekse hastalara uygulanan rehabilitasyon sonucu hastalığın izlenebilmesi için vücudun çeşitli yerlerinde kullanılabilmesinin yanında yürüyüş analizi için de kullanılmaya başlanmıştır [3-5].

Yürüyüş analiz sistemi ile ilgili çalışmalar; kullanılan algılayıcılara, veri transferi ve veri işleme şekline, yapılan kabullere ve kullanılan algoritmaya göre çeşitlilik göstermektedir (Tablo 1). Şu ana kadar yapılmış olan çalışmalara rağmen her klinikte kullanılabilecek kadar maliyeti düşük ve kullanımı kolay bir yürüyüş analiz sistemi henüz oluşturulamamıştır.

Bu çalışmanın amacı; şu ana kadar tasarlanmış olan yürüyüş analiz sistemlerini değerlendirmek ve yaygınlaşmama nedenlerini araştırmaktır. Ayrıca, halen kliniklerde kullanılabilecek, kullanımı kolay olan, pahalı olmayan, gerektiğinde Holter cihazı gibi hastanın

tüm gün üzerinde taşıyabileceği, yürüyüş örüntüsü ile ilgili parametrelerin izlenip değerlendirilebileceği bir yürüyüş analiz sisteminin eksikliğinin nedenlerinin irdelenmesini ve gelecekte bu eksikliği giderecek olan yürüyüş analiz sisteminin sahip olması gereken özelliklerin tartışılmasını sağlamaktır.

## 2. YÜRÜYÜŞ ANALİZİNDE KULLANILAN ÖLÇÜM YÖNTEMLERİ

Yürüyüş analiz sistemlerinde ölçüm için ivmeölçer, jiroskop, magnetometre, yüke hassas direnç (YHD) ve gerinim ölçer gibi kuvvet algılayıcıları, elektromanyetik ve eğim algılayıcılarından biri ya da birkaçı birlikte kullanılmaktadır. İvmeölçerden alınan veriler ile yapılan integrasyonlar sonucu ayağın veya bacağın öteleme hızı ve yer değiştirmesi bulunurken, jiroskoptan alınan açılal hız verileri ve bu verilerin integrasyonu ile ayağın, alt bacağın veya bacağın açılal hızı ile bilek, diz ve kalça eklemlerinin açılal yer değiştirmeleri hesaplanabilmektedir. Ayak tabanına yerleştirilen kuvvet algılayıcıları, basınç ölçüm swiçleri ve gerinim ölçerler ayağın çeşitli yerlerinde meydana gelen yük miktarını ölçmenin yanında ayağın hangi bölümlerinin yere temas halinde olduğunu anlaşılmasında da kullanılmaktadır. Faivre vd. [6], tasarladıkları ve ticarileştirdikleri “donanımlı ayakkabı” da, ayakkabı tabanına 8 adet plaka çifti yerleştirmiş ve bu plaka çiftlerinin arasındaki dinamometrik bir yüzük yüzeyine gerinim ölçerler yerleştirmiştir. Lind vd. [7], geliştirdikleri ve biyomedikal uygulamalarda kullanılabilecek sistemlerinde, ayak kuvvet/moment ölçümü için algılayıcı olarak rijit bir plaka üzerine yerleştirilmiş gerinim ölçerlerden yararlanmışlardır. Stefanovic ve Caltenco [8], dört adet yüke hassas direnç (YHD) ve dört adet iki eksenli ivme-ölçer içeren yürüyüş sistemi geliştirmiştir. Farklı algılayıcıların birlikte kullanıldığı ve daha fazla parametrenin birlikte hesaplandığı başka yürüyüş sistemleri de bulunmaktadır. Huang vd. [9], eğilme algılayıcısı, YHD, 3-Boyutlu mikro elektromekanik sistemli (MEMS) ivmeölçer, üç adet MEMS jiroskop, ayakkabılar arası uzaklığı ve yerle ayakkabı arası uzaklığı ölçmek için ultrasonik algılayıcılarla donatılmış akıllı ayakkabı ve bu ayakkabıdan aldıkları verileri radyo frekansı ile bilgisayara aktardıkları bir yürüyüş analiz sistemi tasarlamıştır. Tüm bu algılayıcılar birlikte kullanılarak yürüyüş örüntüsü belirlenebileceği gibi, geliştirilen algoritma ve yapılan kabullerle birlikte daha az algılayıcı kullanılarak yürüyüş örüntüsü belirlenebilmektedir. Mariani vd. [10], ayak bileğinin arka tarafına yapışkanlı cırt bant kullanarak bağladıkları kablosuz eylemsizlik algılayıcıları ile 6-boyutlu ölçüm yaparken, hesaplamalarda kümülatif hataların engellenmesi için ayağın yere bastığı anda, sıfır hız varsayımı yapmış ve bu safhayı jiroskop verileri ile belirlemiştir.

Yürüyüş analiz sistemleri sadece ayak ve bacakta kullanılan algılayıcıları içeren sistemlerle sınırlı değildir. Atallah vd. [11], yürüyüş analizinde, kulağın arkasına invaze olmayan bir şekilde takılan üç eksenli bir ivmeölçerden alınan verileri ve kuvvet platformundan eş zamanlı olarak alınan verileri

kullanmıştır. Chelius vd. [12], ayaklar dahil olmak üzere vücudun çeşitli yerlerinde on bir noktada 3-Boyutlu ivmeölçer, jiroskop, magnetometer ve YHD donanımlı modüller kullanmıştır. Bu çalışmada, kalp atışlarının, sıcaklığın ve nemin de ölçüldüğü çölde yapılan altı günlük bir maraton sırasında algılayıcılardan alınan veriler SD kartta depolanmıştır. İlk giyilebilir yürüyüş analiz sistemlerinden birini tasarlayan Sabatini vd. [13], 2-Boyutlu olarak çalıştıkları yürüyüş analizinde iki eksenli ivmeölçer ve bir eksenli jiroskop ile adım uzunluğu, yürüyüş hızı ve eğim gibi parametreleri belirleyebilmiştir. Ayağın ön tarafına yapışkanlı cırt bant ile monte edilen eylemsizlik sistemindeki ivmeölçerin hassas eksenini sagittal düzlemde, jiroskobun ölçüm ekseninin ise media-lateral eksenine olmasına dikkat edilmiştir. Ayrıca kullandıkları 10mm çaplı FlexiForce (Tekscan Inc., South Boston MA, ABD) kuvvet ölçüm dirençlerinden biri topuk altında, diğeri başparmak altında olmak üzere doğrudan ayağa bantlanarak yerleştirilmiştir. Bu algılayıcılardan alınan sinyallerle belirlenen eşik değere göre topuk vuruş ve başparmak kalkış zamanları belirlenmiştir. Labini vd. [14], yaptıkları çalışma ile sağlıklı gönüllüler ve çift taraflı vestibular hipofonksiyon (UVH) hastası gönüllülerle, yürüyüşte dengeyi değerlendirilmesini yapmayı hedeflemiş ve analiz yöntemi olarak yineleme haritalarının kantitatif analizini (Recurrence Quantification Analysis, RQA) kullanmıştır. Baş, sırt ve leğen kemikleri üzerine bağlanan üç eksenli ivmeölçer ve üç eksenli jiroskop ile sağlıklı gönüllüler ve UHV hastası gönüllülerde yapılan testler sonucunda, hareket stabilitesinde, hastalığa bağlı değişiklikler incelenmiştir. Bu çalışmada, X-Sens (Enschede, Hollanda) firmasının üç eksenli ivmeölçer, jiroskop ve magnetometer içeren algılayıcısı kullanılmıştır. Kong ve Tomizuka [15], yer tepki kuvvetini ölçmek için silikon tüplerden oluşan ve ayakaltına spiral olarak yerleştirilen bir basınç ölçüm sistemi kullanmıştır. Spiral olarak yerleştirilen tüplerin bir tarafı körlenmiş, diğeri tarafına ise hava basıncı ölçüm algılayıcısı bağlanmıştır. Schepers [16] tarafından geliştirilen akıllı sandalet, basınç ve hareket algılayıcıları içermektedir. Tabana takılmış 4 adet algılayıcı ile mobil bir kuvvet plakası görünümündeki sandalet, klinikte hastaya giydirilerek, yarım saatlik bir sürede, yürüme zorluğu çeken hastalarla kullanılmıştır.

Yürüyüş analizi çalışmalarında kullanılmak üzere geliştirilen cihazların bir kısmı ticarileştirilmiştir. MINISUN (Kaliforniya, ABD) tarafından geliştirilen maliyeti düşük, küçük bir cihazla, yürüyüş hızı, yürüyüş mesafesi, adım uzunluğu, harcanan enerji gibi birçok yürüyüş parametresi ölçülebilmektedir. SMTEC (İsviçre) tarafından ayakkabı tabanları, tabanlar üzerindeki temas algılayıcıları ve bele takılan bir kontrol ünitesinden oluşan yürüyüş analiz cihazı geliştirilmiştir. PHYSIOLOG (Gait up, Lozan, İsviçre), üç adet eylemsizlik algılayıcısı ve bele bağlanan bir veri toplayıcıdan oluşan ticari bir yürüyüş analiz cihazıdır. Genellikle ileri yaşlı bireylerde yürüyüş analizi ve düşme riskinin belirlenmesinde; kalça operasyonları sonrasında gelişmelerin takip edilmesinde, laboratuvar dışında kullanılmak üzere tasarlanmış cihazdır. Protez operasyonların başarısını artırmak için ayak swiçleri ile tasarlanmış olan GAIT-O-GRAM (Nebraska

Universitesi, Omaha, Nebraska, ABD) bir diğeri yürüyüş analiz sistemidir. TEKSCEN (South Boston, MA, ABD) ve CLEVEMED (Cleveland, OH, ABD), basınç dağılımını ölçen ayakkabı tabanları geliştirmişlerdir. XYBERMIND GmbH (Tübingen, Almanya) tarafından sporunun koşusu sırasında tabana uygulanan kuvvetin ölçülebildiği ve bu sonuçlara göre sporcuya ayakkabı tavsiyesinde bulunulabildiği ACHILLEX isimli bir cihaz geliştirilmiştir. Bir diğeri ürün ise CEIT (Schwechat, Avusturya) tarafından özellikle ileri yaştaki bireylerde, denge problemlerinin, düşme risklerinin ve aktivite derecelerinin belirlenmesi ve problemlerin giderilmesinde kullanılmak üzere geliştirilmiş E-SHOE ve VITALISHOE'dur.

### 3. SONUÇLAR

Bamberg vd. [17] tarafından en çok algılayıcı kullanılarak geliştirilen yürüyüş sistemi "GAIT SHOE", Parkinson hastalarının yürüyüş örüntüsünü sağlıklı bireylerin yürüyüş örüntüsünden %99 oranında ayırt edebilen, Parkinson hastalarında iyileşmenin objektif takibinin yapılmasını sağlayan, kullanıcıya o anki yürüyüşü konusunda geri beslemede bulunabilen donanımlı bir ayakkabıdır. Bu yürüyüş analiz sisteminde, algılayıcılar aracılığıyla topuk vuruşu ve parmak ucu kalkış bilgileri ile metatarsallardaki ve bileklerdeki fleksiyon bilgileri, ayağın üç eksen çevresindeki dönüş hızı ile üç eksen boyunca ivmesi, salınım safhasında ayağın yerden yüksekliği ve ayaklar arasındaki mesafe belirlenebilmektedir. Buna rağmen, Parkinson hastaları ile sağlıklı bireylerin ayırt edilebilmesinde sadece dorsifleksiyon açısı (z-jiroskop), adım hızı ve adım uzunluğu (ivmeölçer) parametreleri kullanılmakta, yürüyüş örüntüsünün belirlenmesi için ise YHD ve ivmeölçer rol oynamaktadır.

Marianni vd. [10], genç ve ileri yaş grubundaki gönüllülerle yapılan testlerde, iki grubu ayıran en belirgin parametrenin ayağın yerden yüksekliği olduğunu rapor ederken, dönüş açılarında da belirgin bir fark olduğunu vurgulamıştır.

Marianni vd. [18], ayağın arkasına bağlanan algılayıcının, ön tarafa bağlanması durumunda da aynı sonuçların alındığını rapor etmiştir. Yakın zamandaki çalışmada ise, ayağın ön-üst tarafına bağlanan algılayıcıların yerinin hassas konumlandırılmaması olmasında bile sonuçların değişmediğini belirtmiştir. İlkinden farklı olarak; salınım genişliğini, adım hızını ve uzunluğunu ilacın etkisinde olan Parkinson hastaları, ilacın etkisinde olmayan Parkinson hastaları ve hasta olmayanlar için karşılaştırmıştır. Bu karşılaştırma sonucunda adım hızının ve uzunluğunun az ile orta derecede seyreden hastaları ayırmakta etkili olduğunu, salınım genişliğinin de ilacın etkisinde olan ve olmayan hastalarda az da olsa farklılık gösterdiğini ifade etmiştir.

Anguis vd. [19], sadece kuvvet ölçümleri ile yaptıkları yürüyüş analizinde, üç nörolojik hastalığı ayırt etmeye çalışmıştır. Yaptıkları testlerde, normal bir yürüyüş sırasında, yörünge çizgilerinin her döngüde stabil ve tutarlı olması gerektiği savunulmuş, istatistiksel analiz kullanarak kontrol grubu ile patolojik grubun gözleri açık ve kapalı yürüyüşlerindeki kütle merkezi yörüngesi

grafîgi alanı/ayak temas alanı oranı karşılaştırılmıştır. Bu karşılaştırmalar sonucunda en çok beyin kökü ve serebral korteksi içine alan santral sinir sistemi hastalığında (Spinocerebral dejenerasyon, SCD), Akut çevresel vestibular lezyon (Vestibular neurtis, VN) ve yavaş büyüyen vestibular tümör (Acoustic neuroma, AN) grubu için istatistiksel olarak anlamlı farklar olduğu ortaya çıkmıştır. Ayrıca iki ayak altındaki basınç dağılımının sağlıklı bir yürüyüşte aynı olması gerektiği düşünülerek yapılan analizler sonucunda [20], aykırılık seviyesinin ataksik primer motor işlevlerinde bir kayba bağlı olmaksızın ortaya çıkan hareket koordinasyon bozukluğunun yürüyüş derecesi ile ilişkili olduğu görülmüştür. Analizler neticesinde, ayakaltı basınçlarının integrasyonunda farklılığın VN için anlamlı olduğu ve ağırlık merkezinin lezyon tarafına doğru kaydığı görülmüştür.

Rueterbories vd. [21], analiz metotlarını da karşılaştırdıkları çalışmalarında, tasarlanan ve üretilen sistemlerin, kapalı çevrim olması ve kullanıcı açısından kozmetik (ergonomik olmasının yanı sıra, göze batmayan hafif, kablosuz) olarak sorun yaratmaması için çalışmaların devam etmesi, hayat kalitesi ve kültür farklılıklarından dolayı sistemlerin çıplak ayak için de kullanılabilir olması gerektiğini vurgulamıştır. Üretilen sistemlerin çoğunluğunun laboratuvar ortamı için tasarlandığı, az bir kısmının günlük hayatta kullanılabilmesi rapor edilmiştir. Ayrıca gelecek çalışmalarda, farklı hasta grupları düşünülerek, vücudun hangi bölümden en zengin verilerin alınabileceği üzerinde durulması gerektiği belirtilmiştir.

Klucken vd. [22], "eGAIT" isimli sistemleri ile yaptıkları ölçümlerden sonra yapay sinir ağı algoritması kullanarak Parkinson hastalığının %81 oranında belirlenmesini ve %77-79 oranlarında hastalığın seviyesinin belirlenmesini sağlamıştır. Hastalığın seviyesinin belirlenmesindeki başarının başlangıç-orta safhalarda düşük olduğunu rapor etmiş, bunun sebebi olarak da, hastalığın başlangıç evrelerinin alt ekstremiteden ziyade üst ekstremitede olmasını göstermiştir.

Liu vd. [23], felç ve artrit hastalarının yürüyüşünde topuğun yere temasının olmamasından dolayı duruş, topuk kalkış, salınım ve topuk vuruş fazlarını kullanmak yerine, yürüyüş örüntüsünü ilk temas, yüklenme, orta düz duruş, terminal duruş, salınım öncesi, salınım başlangıcı, salınım ortası ve terminal salınım olmak üzere sekiz fazda tanımlamışlardır. Bu fazların ayrımı için bacak boyunca bağlanan jiroskoplar yardımıyla ölçülen açılma hızlarının integrali alınarak elde edilen uyluk, kaval ve ayak açıları ve farkları olan eklem açıları kullanılmıştır. Ölçüm sonuçları reflektif marker – optik sistem ölçüm sonuçlarıyla karşılaştırılmış, ortalama karekök değerleri hesaplanmış ve her adımda jiroskop sinyallerinin doğrudan integrasyonundan kaynaklanan hataların birikmesinden dolayı yüksek olduğu görülmüş, bu yüzden alt bacakta bulunan ivmeölçerler ile her adımda hesaplanan alt bacak açısının, jiroskobun kalibrasyonunda kullanıldığı akıllı bir sistem geliştirilmiştir. Jiroskopların 1-Eksenli olmasından dolayı 3-Boyutlu analizin yapılmadığı bu çalışmada ayrıca, yürüyüş fazının başlangıcına kalçanın fleksiyonu, dizin ekstensiyonu, bileğin dorsifleksiyonu

ölçülerek karar verilmesine rağmen, bu ve diğer parametrelerin felç ve artrit hastalarında kullanımı için bir test veya kaynaktan bahsedilmemiştir.

Westerdjik vd. [24], ayağın yere ilk temasının ve başparmağın yerden kalkışının belirlenmesinde kullanılmak üzere ikisi sağ ve sol alt bacağa, biri kuyruk sokumuna bağlanan eylemsizlik algılayıcılarından elde edilen kütle merkezi bilgisini, optik sistemden elde edilen sonuçlarla karşılaştırmış, pelvis dönmesinin kompanse edildiği durumda hassas sonuç elde ederken; eylemsizlik algılayıcısının pelvise taşınmasıyla yapılan çalışmadan dengeleme olmadan elde edilen sonuçları yeterince hassas bulmamıştır. Geçmişteki çalışmalarını referans göstererek, bu sistemin, kuvvet ayakkabısı olarak tasarladıkları sistemden daha hassas olduğunu ifade etmiştir.

McGrath vd. [25], jiroskop tabanlı kablosuz giyilebilir bir yürüyüş analiz sisteminin yürüyüş veya koşma sırasındaki topuk vuruş ve başparmak kalkış belirleme performansını, marker tabanlı kameralı yürüyüş analiz sisteminin performansı ile karşılaştırmıştır. Her iki bacakta baldırın üst kısmına bağladığı algılayıcı sistemi ile 2 ve 4 km/saat yürüyüş hızı ile 8 ve 12 km/saat koşma hızında gönüllülerle testler yapmıştır. Cihazdan alınan veriler, kamera sistemi sonuçları ile karşılaştırılmadan önce MATLAB'da off-line olarak analiz edilmiştir. Algoritmasında topuk vuruş (HS) ve başparmak kalkış (TO) olayları, jiroskobun y-eksen açılma hızı ile belirlenmiştir. Kamera sisteminden elde edilen verilerden şu iki metot kullanılarak HS ve TO zamanlamaları belirlenmiştir: (1) "hareketin yatay ve dikey bileşenleri, sırasıyla topuk vuruş ve başparmak kalkış için sıfıra eşittir" yaklaşımı (2) "açılma hız vektörünün yatay bileşeni, topuk vuruş ve başparmak kalkış sırasında pozitiften negatife geçer" yaklaşımı. Tüm gönüllülerin topuk vuruş ile harekete başladığı testlerin sonuçlarına göre, algoritmalarının tüm hızlarda, adım (aynı ayağın topuk vuruşundan, sonraki topuk vuruşuna kadar geçen hareket) süresi hesabının, diğer iki algoritma ile aynı derecede hassas olduğu rapor edilmiştir. Fakat aynı hassasiyet, tek ayak duruş (aynı ayağın topuk-vuruş ile başparmak kalkışa kadar geçen hareketi) süresi ve salınım (aynı ayağın başparmak kalkıştan topuk vuruşu kadar geçen hareketi) süresi için söylenememiştir. Kullanılan algoritma, başparmak vuruş zamanlaması için diğer metotlardan farklı bir zamanlama hesaplamıştır. Diğer kaynaklar referans gösterilerek bu hatanın, algılayıcının, ayaktan uzağa, üst baldıra takılması sebebiyle olduğunu rapor edilmiştir. Çalışmalarındaki sistemin, 12 km/saat hızında jiroskop ile adım hızının başarılı olarak hesaplandığı giyilebilir kablosuz ilk sistem olduğu belirtilmiştir.

Atallah vd. [11], kulağın arkasına takılan üç eksenli bir ivmeölçer ile belirlenen yürüyüş döngüsünü kuvvet platformu bulunan bir yürüyüş bandından elde edilen verilerle karşılaştırdığı sisteminde, ivmeölçerden alınan verilerin üçüncü derece polinoma uydurulduğunu ve ham veriden çıkararak sıfır noktalarını (zero-crossing) bulduğunu ve maksimum ivme genliği ile kişinin yürüyüş değerlendirmesinde kullandığını rapor etmiştir. Çalışma sonucunda, kulağa takılan minyatür bir ivmeölçer ile yürüyüş değerlendirmesinin

yapılabileceği, fakat düşük hızlarda gönüllünün konsantrasyonun dağılması nedeniyle ani kafa hareketlerinin artmasından dolayı yanlış sonuçlar alındığı belirtilmiştir.

Tien vd. [26] çalışmalarında, kablosuz eylemsizlik sistemi kullanarak Parkinson hastaları ile sağlıklı bireyleri, yürüyüş analizi ile ayırt edebilmiştir. Ayağın dönüşü ile ilgili yunuslama (pitch), yuvarlanma (roll) ve sapma (yaw) parametrelerinin fiziksel göstergeleri elde edilmiş ve Ana Bileşen Analizi (Principal Component Analysis, PCA) ile önemli özellikler seçilerek Destekçi Vektör Makinası (Support Vector Machine (SVM) metodu ile sınıflandırma yapılmıştır. Her adımda, hızın sıfır olduğu noktalarda algılayıcılardan kaynaklanan kümülatif hataların giderilmesi için “sıfır hız güncelleme” metodu uygulanarak ham 3-Boyutlu ivme ve açısal hız verisi ile 3-Boyutlu yer değiştirme hesaplanmaktadır. Uyguladıkları metod, Parkinson hastalarının kontrol grubundan ayrılmalarında %84.6 oranında başarılı olurken belirlenemeyen %15.4’ün kontrol grubu değil, yürüyüş örüntüsünün değişim gösterdiği Parkinson hastalarından oluştuğuna dikkat çekilmiştir. Parkinson hastalarını sağlıklı gruptan ayıran yürüyüş özellikleri için üç eksen de dönme açılarının kısıtlılık gösterdiği, diğer bir deyişle, düşük dorsifleksiyon ve plantar-fleksiyon, salınım fazında ayağın ileri eksen etrafında düşük yuvarlanma açısı ve pozitif sapma eksen etrafında ayağın düşük salınım gösterdiği söylenmiştir. Önceki çalışmaların sonuçlarına benzer olarak, yürüyüş örüntüsünün fazlaca çeşitlilik gösterdiği bireylerde, plantar-fleksiyon değişimindeki artış ve tüm Parkinson hastalarında kontrol grubuna kıyasla, dakikadaki adım sayısında artış rapor edilmiştir.

Yapılan çalışmalar, doğru modelleme ile daha az algılayıcı kullanılarak gerekli yürüyüş parametrelerinin elde edilebileceğini göstermektedir. Yürüyüş analizi çalışmalarında eğilim bu yönde gelişmektedir. Her ne kadar, piyasada, dokuz serbestlik derecesine sahip algılayıcılar (XSens, SHIMMER vb.) bulunmasına rağmen yapılan çalışmalarda, algılayıcılara eklenen yeni modellerle daha fazla yürüyüş parametresi elde edilmeye çalışılmaktadır.

Salarián vd. [27], çalışmalarında geçmişte yürüyüş parametrelerini belirlemek için kullandıkları dört jiroskoptan oluşan sistemlerini, geliştirdikleri yeni bir metod ile iki jiroskopluk bir sisteme indirgemişlerdir. Birbirinden bağımsız üç veri grubu seçen Salarián vd., subtalamik çekirdek-değerin beyin uyarımı (subthalamic nucleus – deep brain stimulation, STN-DBS) implantlarına sahip Parkinson hastalarından oluşan birinci gruptan aldığı verileri sistemi eğitmek; kalça protezi olan gönüllülerden oluşan ikinci grubu sistemi test etmek, sağlıklı bireylerden ve koksartroz olan bireylerden oluşan üçüncü grubu ise sistemi doğrulamak için kullanmıştır. Elde edilen sonuçlara göre, iki jiroskop ile kullanılan algoritmadan elde edilen sonuçların, dört jiroskop ile kullanılan algoritmadan elde edilen sonuçlardan çok farklı olmadığı görülmüştür. Salarián vd., alt bacağına bağladıkları bu algılayıcılar ile üst bacağın (uyuk) dönüş hareketlerinin hesaplanabildiğini göstermiştir.

Sabatini vd. [13], media-lateral eksen etrafındaki dönüş açısının ölçülmesinde kullanılan jiroskopta oluşan kümülatif hataların giderilmesi için düzeltme algoritması tanımlamışlardır. Ayrıca, gönüllünün yürüyüşe başlamasından önce jiroskobun ofset değerinin hesabında N=100 değer için ortalama bir değer hesaplamakta ve kullanılmaktadır. Yürüyüş sırasındaki hesabında, “sıfır hız güncelleme” ile ivme ölçerin duruş fazında sadece yerçekimi ivmesine maruz kaldığı anda M=25 değeri almakta ve yunuslama açısının hesabında kullanılmaktadır. Çalışmanın sonucunda, jiroskobun başparmak kalkışı, ayak swiçinden- yüke hassas direnç (Force Sensitive Resistance, FSR) 5 ms önce gösterdiği, topuk vuruşta ise önemli bir fark olmadığı rapor edilmiştir.

Moore vd. [28], laboratuvar dışında objektif bir ilaç ayarlama sistemi olarak kullanılabileceği söylenen somut medikal yürüyüş sistemlerinden birinin tasarlandığı ve kullanıldığı çalışmada, tek bir bacak üzerinden de yürüyüş analizinin yapılabileceğini göstermiştir. Ölçümler için algılayıcı tek bir bacağına bağlanırken, cihazın kalibrasyonu için geçmişte herhangi bir yürüyüş bozukluğu yaşamamış hastalar ile çalışarak, normal adım örüntüsünü izlemişlerdir. Normal yürüyüşe sahip sağlıklı bireylerle yapılan kalibrasyon işleminde, hem gönüllünün topuğuna alüminyum tüp içinde bağlanan kalem ile yürüyüş sırasındaki adım uzunluğunu ölçmüş, en küçük kareler yöntemi (least squares fit) ile gerçek adım uzunluğu ile sistem tarafından bulunan adım uzunluğu arasında lineer bir bağıntı bulmuşlardır. Bu bağıntı kullanılarak, ölçüm sistemi ile ölçülen adım uzunluğuyla gerçek adım uzunluğu arasındaki hata, kişinin boyunun yaklaşık %2,8’i olduğunu rapor etmişse de adım uzunluğunda bulunan hata ile kişinin boyu arasında bir bağıntı olduğunu gösterir herhangi bir korelasyon analizinden bahsedilmemiştir. Moore vd., ölçüm sistemleri ile literatürde önceki çalışmalarda da yer alan Parkinson hastalarındaki düşük adım uzunluğunun, Parkinson hastalarının Levodopa (Parkinson hastalarında dopamin eksikliğinde öncüsü olan ve ağızdan alınarak kan-beyin bariyerini geçebilen L-dopa molekülü) içeren ilacın etkisi altında olmadığı süre boyunca görüldüğünü, ilacın alınmadan sonra etkili olduğu süre boyunca adım uzunluğunun iki katı gibi bir mesafeye çıktığını, yürüyüş esnasında adım uzunluğundaki değişimlerin azaldığını ve yürüyüşte donma olayının oluşmadığını belirtmişlerdir. Laboratuvar dışında da, hastaların günlük hayatlarında sol alt bacaklarına taktıkları cihazla, gönüllülerin yürüyüş örüntüleri izlenmiş ve tuttıkları günlüklerdeki ilaç alım saatleri ile karşılaştırılmıştır. Çalışmada, tek bir alt bacakta ölçüm sistemi ile hassas adım hızının ölçülebileceğini ve Parkinson hastalarının uzun dönemli izlenebileceğini göstermişlerdir. Sistemin ayrıca, klinisyenlerin deneme yanılma yoluyla, hastaların verdiği bilgiler ışığında karar verdikleri ilaç dozajlarının ayarlanmasında objektiflik kazandıracağını söylemişlerdir.

Kong ve Tomizuka [15], yer tepki kuvvetini ölçmek için tasarladıkları basınç sisteminden alınan veriler ışığında, ayak parmaklarının, metatarsalların ve topuğun altına yerleştirilen ölçüm sistemi ile uygulanan basınçla

lineer olarak değişen bir ölçüm sistemi elde ettiklerini rapor etmişlerdir. Bu sistemden aldıkları verileri, oluşturdukları bir bulanık mantık algoritması ile analiz ederek, hem kişinin yürüyüş fazlarını belirlemiş, hem de anormal yürüyüş örüntüsüne sahip gönüllülerde anormalliğin belirlenmesi için kullanmışlardır. Bulanık mantık algoritmalarında, yürüyüş fazının belirlenmesi için bir üyelik fonksiyonu tanımlanmıştır. Tanımlanan fonksiyon, tasarlanan algılayıcılar üzerinden belirlenen yer tepki kuvvetleri, eşik değeri ve hassasiyet değeri parametrelerine göre değişmektedir. Belirli bir zamanda topuk, metatarsal 1, metatarsal 4 ve parmak ucuna yerleştirilen algılayıcılardan alınan verilerden, her bir nokta için elde edilen üyelik fonksiyonu değerleri, gruplanıp çarpılarak, ayağın hangi fazda olduğu bulunmuştur. Anormal yürüyüş için tüm üyelik fonksiyonlarını dahil ettiği vektörel bir algoritma oluşturan Kong ve Tomizuka, düşük ayak yürüyüşü ve topuk vuruşu olmayan parmak ucu yürüyüşü anormallik belirlediğini rapor etmiştir.

#### 4. TARTIŞMA

Son on yıl içerisinde hastalıkların belirlenebilmesine, hastalık seviyelerinin tespit edilebilmesine ve rehabilitasyon gören hastalarda gelişmenin kantitatif olarak takip edilebilmesine imkan sağlayan yürüyüş analizleriyle ilgili yapılan çalışmalar artış göstermiştir. Bu çalışmalarda tasarlanan sistemler ve yapılan ölçümler, kullanılan algılayıcılara, algılayıcıların bağlantı yerlerine ve şekillerine, kullanılan ölçüm parkuruna, algoritmalara, yapılan kabullere ve hesaplanan parametrelere göre farklılık göstermektedir. (Tablo 1). MEM teknolojisi geliştikçe algılayıcı ve diğer donanımsal sistemler küçülüp hızlanmaktadır. Buna rağmen kullanılan algılayıcıların çeşitliliğinden ziyade, oluşturulan algoritma ile daha az algılayıcı barındıran, maliyeti daha düşük sistemlere doğru eğilim artmaktadır. Geliştirilen analiz yöntemleri ile az sayıda algılayıcı ile çok sayıda yürüyüş parametresinin belirlenebilmesine imkan sağlayacak sistemler üzerinde çalışılmaktadır.

Parkinson hastalığı, omurilik hasarından kaynaklanan yürüme zorlukları ve çocuklarda görülen Serebral Palsi gibi patolojik vakaların rehabilitasyonu ile ileri yaştaki bireylerde görülen düşme riski tanımlanmaya çalışılan denge problemlerinde klinisyenlere yardımcı olma amacı taşıyan birçok akademik çalışma literatürde yer almaktadır. Bu çeşitliliğe rağmen, şu ana kadar olan çalışmalarda, Parkinson hastaları ile yapılan testler ön plana çıkmakta, diğer hastalıkların teşhisi ve seviyelerinin tespiti ile ilgili çalışmalar yetersiz kalmaktadır (Tablo 2). EKG cihazı gibi hastaya takılabilecek, hastanın sağlık kuruluşu veya laboratuvar ortamı dışında uzun süreli ve odaklanılmamış yürüyüş örüntüsünün analizini yapabilecek, klinisyenlere objektif değerlendirmelerinde yardımcı olabilecek güvenilir ve yaygın bir portatif giyilebilir yürüyüş analiz cihazının kullanımı ile ilgili bir veriye literatürde rastlanmamıştır. Aslında yürüyüş analizi için tasarlanan sistemler, Parkinson hastalığının yanında, Romberg test gibi denge testlerinde ve duruş bozukluklarında da kullanılabilir özelliklere sahiptir. Analiz sistemleri geliştikçe, maliyetler düştükçe ve kullanımı kolay ergonomik sistemler yaygınlaştıkça gelecekte teşhis ve tedavide yürüyüş analizinin kullanılacağı hastalıklar da doğal olarak artacaktır. Bundan sonra yapılacak çalışmalar, yürüyüş örüntüsünün en kolay ve en doğru şekilde belirlenebilmesi için en az sayıda algılayıcının, en çok bilgiyi toplayabilecek şekilde, vücudun hangi bölümünde kullanılması gerektiğini belirlemelidir. Tasarlanan sistemler, klinisyene hitap eden arayüzü, klinisyenin hesaplanan parametreleri arayüzden gruplamasına olanak tanıyarak kendisinin de farklı hastalığa göre parametre uzayı oluşturabileceği şekilde düzenlenebilmelidir. Bu nedenle, gelecekteki çalışmalar, laboratuvar ortamından bağımsız, montajı kolay, hafif, bir cihaz olduğunun anlaşılacağı kadar ergonomik ve estetik, talep edilen hastalığa göre kolayca değiştirilebilir bir analiz sistemi içerecek cihazların tasarlanmasına yönelik olmalıdır.

<b>Tablo 1: Yapılan çalışmaların donanımsal ve parametrik açıdan karşılaştırılmaları</b>					
<b>Çalışma</b>	<b>Kullanılan Algılayıcılar</b>	<b>Parametreler</b>	<b>Önemli Kabuller</b>	<b>Algılayıcı Konumları</b>	<b>Algoritmalar</b>
Mariani vd. 2010	3-B ivmeölçer, 3-B jiroskop	Adım hızı, adım uzunluğu, yer-ayak aralığı, dönüş açısı	Sıfır hız (basma)	Ayak arkası veya ayağın ön üs tarafı	
Mariani vd. 2013	3-B ivmeölçer, 3-B jiroskop	Dönüş açısı, salınım genişliği, parkur uzunluğu	Sıfır hız (salınım), Sıfır hız (basma), Dönüş açısının 20° nin üstüne çıkması ise dönüş, Adım uzunluğunun %63 altına düşmesi durma ve kalkma	Ayağın ön-üst tarafı	
Angusri vd. 2011	F-scan kuvvet algılayıcı matrisi	Duruş, salınım ve çift destek sürelerinin varyasyon katsayıları, iki ayağın altındaki basınç dağılımının karşılaştırması	Sağlıklı bir yürüyüşte, her iki ayağın altındaki basınç dağılımı eşittir.	Ayak tabanı	
Klucken vd. 2010	3-B ivmeölçer, 3-B jiroskop			Ayağın yan tarafı	Sinir Ağları
Liu vd. 2009	1-B jiroskop (3), 2-B ivmeölçer (1)			Ayak (jiroskop), alt bacak (jiroskop, iki eksenli ivmeölçer), uyluk (jiroskop)	
McGrath vd. 2012	3-B ivmeölçer, 3-B jiroskop	Topuk vuruş ve başparmak kalkış	[1] Topuk vuruş ve başparmak kalkış için hız sıfıra eşit [2] Hız açısal vektörünün yatay bileşeninin topuk vuruş ve başparmak kalkış sırasında pozitiften negatife geçişi	Baldır üstü	Uyarlanabilir Eşik Yaklaşımı
Atallah vd. 2012	3-B ivmeölçer			Kulak arkası	
Tien vd. 2011	3-B ivmeölçer, 3-B jiroskop		Sıfır hız güncellemesi	Ayağın ön tarafı - tarak kemiklerinin üzeri	Ana Bileşen Analizi, Destekçi Vektör Yaklaşımı
Salarian vd. 2013	1-B jiroskop			Her iki bacakta birer adet olarak, alt bacak	
Sabatini vd. 2005	2-B ivmeölçer, 1-B jiroskop, flexiforce kuvvet algılayıcısı	Adım uzunluğu, yürüyüş hızı ve eğim	Sıfır hız güncellemesi	Ayağın ön tarafı, ayak altı	
Labini vd. 2012	3-B ivmeölçer, 3-B jiroskop			Baş, sırt ve leğen kemikleri üzeri	Kantitatif Analiz
Moore vd. 2007	3-B ivmeölçer, 3-B jiroskop			Alt bacak	

Kong ve Tomizuka 2009	Basınç ölçüm sistemi			Ayak altında dört nokta	
Bamberg vd. 2008	İvmeölçer, jiroskop, YHD, ultrasonik algılayıcı, elektromanyetik algılayıcı, eğim algılayıcısı	Topuk vuruş ve parmak ucu kalkış, metatarsallardaki ve bileklerdeki fleksiyonun ayağın üç eksen çevresindeki dönüş hızı, ayağın üç eksen boyunca ivmesi, salının safhasında ayağın yerden yüksekliği, ayaklar arasındaki mesafe	Tek düzlemde hareket analizi (düz çizgi üzerinde yürüme)	Ayak arkası, ayak tabanı, ayağın yan tarafları, ayakkabı tabanı	

Tablo 2: Yapılan çalışmaların çalışılan hastalık ve test parkurları için karşılaştırılmaları				
Çalışma	Test Parkuru	Hastalık	Test Süresi	Önemli Bulunan Parametreler
Mariani vd. 2010	8- ve U- şekilli	Parkinson	6 dakika	Yer-ayak aralığı, dönüş açısı
Mariani vd. 2013	Time-up and Go	Parkinson		
Angusri vd. 2011	8m düz parkur (göz açık ve kapalı)	Akut çevresel vestibular lezyon ( <b>Vestibularneutis, VN</b> ), Yavaş büyüyen vestibular tümör ( <b>Acousticneuroma, AN</b> ), Beyin kökü ve serebral korteksi içine alan santral sinir sistemi hastalığı ( <b>Spinocereblardegenerasyon, SCD</b> )		
Klucken vd. 2013	10m düz yürüyüş parkuru ve otururken yapılan hareketler	Parkinson		
Jagos vd. 2010 [29]	Dokuz farklı hareket dizini (*)			
Moore vd. 2007	Gündelik hayat	Parkinson	10 saat	Düşük adım uzunluğu
Bamberg vd. 2008	10 farklı parkur	Parkinson		
Tien vd. 2011		Parkinson		Düşük dorsi-fleksiyon ve plantar-fleksiyon, salınım fazında ayağın ileri eksen etrafında yuvarlanma (roll) iç tarafa doğru çevirme eğilimi pozitif yaw eksenindeki salınım
Labini vd. 2012	6 m'lik düz parkur	Çift taraflı vestibular hipofonksiyon (unilateral vestibular hypofunction, UVH)		Düşük dorsi-fleksiyon, adım uzunluğu ve zamanı
(*) 1. Birkaç saniye ayakta durmak, 2. Günlük hayat hızında yürümek, 3.Günlük hayattaki yürüyüş hızından daha düşük bir hızda yürümek, 4. Geriye sayarken düz yürümek, 5. Metronomla düz yürümek, 6.Şehir isimleri sayarken düz yürümek, 7.Zaman doldu-yürü testi (TUG), 8. Sandalyeden kalkmak, 9.Üç metre yürüyüş, 180° dönüş, üç metre düz yürüyüş ve oturma, beş defa sandalyeden kalkma-oturmadır.				



## 5. KAYNAKLAR

- [1] Berg R., Palaniswami M., "Computational Intelligence for Movement Sciences: Neural Networks and Other Emerging Techniques", Idea Group Publishing, Australia, 2006.
- [2] Davis, R.B., Deluca, P.A., Ounpuu, S. "Analysis of Gait", *The Biomedical Engineering Handbook*, 2. edition, CRR Pres LLC, 2000.
- [3] Hanson M., Powell H.J., Barth A.T., Lach J., "Neural network gait classification for on body inertial sensors", *Sixth International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks*, 3-5 Haziran, Berkeley, California, ABD, 181-186,2009
- [4] Luo X., Kline T., Heidi C.F., Stubblefield K.A., Kenyon R.V., Kamper D.G., "Integration of augmented reality and assistive devices for post-stroke hand opening rehabilitation". *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 27th Annual International Conference*, 1-4 Eylül, Şangay, Çin, 6855-6858. ,2009
- [5] Yang C., Chou C.,A Hu J., Hung S., Yang C., Wu C., Hsu M.,Yang T., "Wireless gait analysis system by digital textile sensors" *31st Annual International Conference of the IEEE EMBS*, 3-6 Eylül, Minneapolis, Minnesota, USA, 7256-7260,2009
- [6] Faivre A., Dahan M., Parratte B., Monnier G., "Instrumented shoes for pathological gait assesment", *Mechanics Research Communications*, V.31, Issue 5, p. 627-632, 2004.
- [7] Lind R.F., Love Lonnie J., Rowe J.C., Pin F.G.,"Multi-axis foot reaction force/torque sensor for biomedical applications". *IEEE/RJS International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 10-15 Ekim, 2575-2579, 2009.
- [8] Stefanovic F., Caltenco H., "A portable measurement system for the evaluation of human gait". *Journal of Automatic Control*, University of Belgrad, 19, 1-6, 2009.
- [9] Huang B., Chen M., Huang P., Xu Y., "Gait modelling for human identification", *IEEE International Conference on Robotics andAutomation*, 10-14 Nisan, Roma, İtalya, 4833-4838,2007.
- [10] Mariani B., Hoskovec C., Rochat S., Büla C, Penders J., Aminian K., "3D gait assesment in young and elderly subjects using foot worn inertial sensors", *Journal of Biomechanics*, 43 (15), 2999-3006, 2010.
- [11]Atallah L., Wiik A., Jones G.G., Lo B., Cobb J.P., Amis A., Yang G.Z., "Validation of an ear-worn sensor for gait monitoring using force-plate instrumented treadmill", *Gait & Posture*, 35(4), 674-676, 2012.
- [12] Chelius G., Braillon C., Pasquier M., Horvais N., Gibollet R.P., Espiau B., Coste C.A., "A wearable sensor network for gait analysis: A six day experiment of running through the desert", *IEEE/ASME Transactions on Mechanics*, 16(5), 878-883,2011.
- [13] Sabatini A., Martelloni C., Scapellato S., Cavallo F., "Assessment of walking features from foot inertial sensing", *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, 52(3), 486-494,2005.
- [14] Labini F. S., Meli A., Ivanenko Y.P., Tufarelli D., "Recurrence quantification analysis of gait in normal and hypovestibular subjects", *Gait&Posture*, 35(1), 48-55, 2012.
- [15] Kong K., Tomizuka M., "A gait monitoring system based on air pressure sensors embedded in a shoe", *IEEE/ASME TRANSACTIONS ON MECHATRONICS*, 14(3), 358-370, 2009.
- [16] Schepers M.,"Ambulatory assessment of human body kinematics and kinetics", *University of Twente, Doktora Tezi*, 136s, Hollanda, 2009.
- [17] Bamberg S.J.M., Benbasat A.Y., Scarborough D.M., Krebs D.E., Paradiso J.A., "Gait analysis using a shoe-integrated wireless sensor system", *IEEE Transaction on Information Technology in Biomedicine*, 12(4), 413-423, 2008.
- [18] Mariani B., Jimenez M.C. , Vingerhoets F.J.G. , Aminian K., "On-Shoe Wearable Sensors for Gait and Turning Assesment of Patients with Parkinson's Disease", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* Vol. 60(1), 155-158, 2013.
- [19] Angusri N., Ishkawa K., Yin M., Omi E., Shibata Y., Saito T., Itasaka Y., "Gait instability caused by vestibular disorders - Analysis by tactile sensor", *Auris Nasus Larynx*, 38(4), 462-468, 2011.
- [20] Karakelle F., "Ataksik yürüme bozukluklarında, yürüme ve postürün değerlendirilmesi", *Uzmanlık Tezi*,48s., Adana, 2008.
- [21] Rueterbories J., Spaich E., Larsen B., Andersen O.K., "Methods for gait event detection and analysis in ambulator systems", *Medical Engineering & Physics*, 36(2), 545-552, 2010.
- [22] Klucken J., Barth J., Kugler P., Schlachetzki J., Henze T., Marzzeiter F., Kohl Z., Steidi R., Hornegger J., Eskoifer B., Winkler J., "Unbiased and mobile gait analysis detects motor impairment in Parkinson's disease", *PLOS One*, 8(2), 1-9, 2013.
- [23] Liu T., Inoue Y., Shibata K., "Development of a wearable sensor system for quantative gait analysis". *Measurement*, 42(7), 978-988, 2009.
- [24] Westerdijk M.J.F., Schepers H.M., Veltnick P.H., Asseldonk E.H.F, Buurke J.H., "Use of inertial sensors for ambulatory assesment of center-of-mass

displacements during walking”, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 59(7), 2080-2084, 2012.

[25] McGrath D., Greene B.R., O’Donovan K.J., Caulfield B., “Gyroscope-based assessment of temporal gait parameters during treadmill walking and running”, Sports Eng., 15(4), 207-213, 2012.

[26] Tien I., Glaser S., Aminoff M.J., “Characterization of gait abnormalities in Parkinson’s disease using a wireless inertial sensor system”, 32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS, 31 Ağustos-4 Eylül, Buenos Aires, 3353-3356, 2010.

[27] Salarian A., Burkhard P.R., Vingerhoets F.J.G., Jolles B.M., Aminian K., “ A novel approach to reducing number of sensing units for wearable gait analysis systems” IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 60(1), 72-77, 2013.

[28] Moore S.T., MacDougall H.G., Gracies J-M, Cohen H., Ondo W.G., “Long-term monitoring of gait in Parkinson disease”, Gait&Poisture, 26(2), 200-207, 2007.

[29] Jagos H., Oberzaucher J., Reichel M., Zagler W.L., Hlauschek W., “A multimodal approach for insole motion measurement and analysis”, Procedia Engineering, 2(2), 3103-3108, 2010.