ORIGINAL ARTICLE

A Novel Detector Algorithm for Swing and Stance Phases Based on Knee Acceleration Variation in Gait Analysis among Normal and ACL-deficient Subjects

Saeed Kermani[1],
Hesam Fazlali[2],
Heydar Sadeghi[3]

[1] Associate Professor, Department of Bioelectric, School of Advanced Technologies in Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran
[2] MSc in Bioelectric, School of Advanced Technologies in Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran
[3] Professor, Department of Physical Education, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran

(Received October 28, 2015 ; Accepted July 5, 2016)

Abstract

Background and purpose: High cost and complication of some instruments assessing functional capabilities in athletes with anterior cruciate ligament (ACL) deficiency have caused increasing attentions towards using inexpensive and user-friendly instruments as accelerometers and gait analyzing based on signal processing. Therefore, gait phases detection seems to be necessary while accelerometer is mounted on tibia. The aim of this study was to present a novel algorithm based on wavelet functions and dynamic time warping in order to gait detecting and gait breakdown from tibia acceleration raw data.

Materials and methods: A semi-experimental study was performed in which swing and stance phases of 20 healthy individuals and 20 ACL-deficient individuals' gait were detected using up to order 32 of Mexican hat function of wavelet transformation. The acceleration signals were divided o peak searching parts. Time domain analyses were performed using peak detectors and dynamic time warping functions.

Results: In normal individuals and ACL-deficient subjects, 376 and 392 strides were detected from 391 and 415 strides, respectively. Also, in normal individuals from 17 distorted strides 14 and in those with ACL-deficiency all distorted strides were completely corrected.

Conclusion: The suggested algorithm was found to be capable of detecting swing and stance phases of the gait in both normal and ACL-deficient patients by accuracy rates of 94% and 95%, respectively. These rates are higher compared with previous studies. This novel algorithm could be applied as a useful method for gait evaluation in healthy people and individuals with ACL-deficiency.

Keywords: anterior cruciate ligament, gait, analysis, swing, acceleration

J Mazandaran Univ Med Sci 2016; 26 (141): 95-102 (Persian).

[Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2024-03-28]

پژوهشی

مجله دانشگاه علوم پزشکی مازندران
دوره بیست و ششم شماره ۱۴۱ مهر سال ۱۳۹۵ (۱۰۲-۹۵)

ارائه روشی جدید به منظور استخراج مراحل استقرار و تاب خوردن گام مبتنی بر تغییرات شتاب در تجزیه تحلیل راه رفتن افراد نرمال و مبتلا به پارگی رباط صلیبی

سعید کرمانی[۱]
حسام فضلعلی[۲]
حیدر صادقی[۳]

چکیده

سابقه و هدف: پیچیده و گران بودن روش‌های ارزیابی عملکردی مبتلایان به پارگی رباط صلیبی قدامی، گرایش استفاده از ابزارهای ساده مانند شتاب سنج و تجزیه و تحلیل گام افراد، مبتنی بر تکنیک‌های پردازش سیگنال را افزایش داده است. به این منظور، حین به‌کارگیری این سنسور روی درشت نی، تعیین مراحل گام، ضروری است. هدف این مطالعه، ارایه الگوریتمی نوین بر پایه توابع موجک و پیچش زمانی پویا، به منظور شناسایی گام و تفکیک مراحل گام سیگنال‌های خام شتاب درشت نی می‌باشد.

مواد و روش‌ها: در این پژوهش نیمه تجربی، جهت آشکارسازی استقرار و تاب خوردن گام ۲۰ فرد سالم و ۲۰ فرد مبتلا به پارگی رباط صلیبی، با کمک تبدیل موجک تا جزء ۳۲ کلاه مکزیکی، سیگنال های شتاب به منطقه جستجو محدود شد و از روش ساده آشکارسازی قله، اعمال پیچش زمانی پویا و قیود زمانی، تحلیل در حوزه زمان انجام شد.

یافته‌ها: ۳۷۶ گام از ۳۹۱ گام سالم افراد نرمال و ۳۹۲ گام از ۴۱۵ گام سالم افراد غیرنرمال به درستی استخراج شد. در افراد نرمال از ۱۷ گام دارای خلل، ۱۴ گام و در افراد غیر نرمال، تمامی گام‌های دارای خلل به درستی کنار گذاشته شد.

استنتاج: روش پیشنهادی توانایی تفکیک مراحل استقرار و تاب خوردن را برای دو گروه نرمال و مبتلا به پارگی رباط صلیبی، به ترتیب دقت ۹۴ و ۹۵ درصد دارد که بالاتر از مطالعات مشابه است و برای شناسایی گام افراد سالم و دچار پارگی رباط صلیبی بسیار مفید است.

واژه های کلیدی: رباط صلیبی قدامی، آنالیز گام، شتاب سنج، استقرار و تاب خوردن گام

مقدمه

زانو عضوی است که در طول فعالیت های روزانه تحت تنش‌های مختلف بوده و نیروی زیادی را تحمل می‌کند. از آن‌جایی که نابجایی‌های زانو ناشی از آسیب دیدگی ورزشکاران امری رایج است، شناسایی نوع، علت، مکانیزم و تخمین شدت آن حایز اهمیت است. گام برداشتن انسان به عنوان رفتاری از حرکت پا و سبک آن برای هر فرد منحصر به فرد(۱) و اختلالات آن یکی از نشانه های اصلی برای تشتخیص خیلی از

مولف مسئول:سعید کرمانی- اصفهان: دانشکده فناوری های نوین علوم پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان E-mail: kermani@med.mui.ac.ir
۱. دانشیار، گروه بیوالکتریک، دانشکده فناوری های نوین علوم پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران
۲. کارشناس ارشد بیوالکتریک، دانشکده فناوری های نوین علوم پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران
۳. استاد، گروه تربیت بدنی، دانشکده تربیت بدنی، دانشگاه خوارزمی تهران، تهران، ایران
تاریخ دریافت : ۱۳۹۴/۸/۶ تاریخ ارجاع جهت اصلاحات : ۱۳۹۴/۹/۱۰ تاریخ تصویب : ۱۳۹۵/۴/۱۵

[Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2024-03-28]

بیماری‌ها می‌باشد(۲). روش‌های سنتی ارزیابی گام‌ها از ابزاری مانند پرسش‌نامه، تست‌های معتبر یا سیستم‌های ارزیابی آزمایشگاهی استفاده می‌کنند که این ابزارها دارای نقایص زیادی هستند. برای مثال استفاده از پرسش‌نامه و تست‌های ویژه دقت‌کمی دارند(۳). با وجودمحدودیت‌های ثابت شده سیستم‌های آزمایشگاهی مانند سیستم‌های اپتیکی و صفحه‌های نیروسنج، برای تجزیه و تحلیل‌های کمی حرکت در محیط‌های بالینی و تحقیق‌ها مفید هستند(۴). سیستم‌های نوری پیچیده، گران و نیازمند به فرد متخصص برای استفاده و قابلیت ثبت در فواصل محدودی را دارند. به همین دلیل در دهه اخیر رشد سیستم‌های ارزان با کاربردی آسان مانند شتاب سنج‌ها مورد توجه ویژه قرار گرفته‌اند(۶،۵). از شتاب سنج در بسیاری از کارهای مطالعاتی بر روی تجزیه و تحلیل گام برداشتن و عموماً به منظور تجزیه و تحلیل راه رفتن استفاده شده است. از میان نقاط مختلف اتصال شتاب سنج به بدن، اتصال این دستگاه بر برآمدگی درشت نی بسیار کم‌تر به چشم می‌خورد(۷). از آن‌جایی‌که اخیراً استفاده از این دستگاه به منظور مطالعات بر روی زانو در آسیب‌های مختلف، بیش‌تر به چشم می‌خورد(۹،۸)، بر آن شدیم که روشی جدید برای استخراج نقاط مهم گام (لحظه برخورد پاشنه به زمین) و به دنبال آن جدا کردن مراحل استقرار (Stance) و تاب خوردن (Swing) برای افراد مبتلا به پارگی رباط صلیبی قدامی (Anterior Cruciate Ligament (ACL) بپردازیم. البته پیش از این نمونه‌هایی از شناسایی و جداسازی وقایع مختلف گام انجام شده است که در آن‌ها شتاب سنج بر روی کمر و یا مچ قرار داشته است. مثلاً در مطالعه Buganéa و همکاران (۲۰۱۱)، آنالیز کلی از تمام وقایع یک گام در راه رفتن از جمله طول گام، محل برخورد پاشنه به زمین، طول قدم، مراحل استقرار و تاب خوردن انجام شده است که در آن شتاب سنج بر خط کمر متصل بوده و محل برخورد پاشنه به زمین نیز، قله محور عمودی شتاب در نظر گرفته شده است(۱۰). در تحقیقی دیگر، Lee و همکارانش (۲۰۰۲) با اهمیت دادن به استخراج پارامترهای یک گام در آنالیز قدم‌های افراد در مطالعات پاتولوژیکی، به شناسایی محل برخورد پاشنه به زمین در هنگام راه رفتن و در میان افراد نیمه فلج پرداختند که در این جا نیز شتاب سنج بر مهره دوم کمر متصل بوده و قله محور عمودی به عنوان برخورد پاشنه با زمین انتخاب شده بود. در این مطالعه، روش بیان شده برای افراد سالم نیز ثمربخش قلمداد شد. آن‌ها با نرم کردن سیگنال به وسیله فیلتر میانگذر با فرکانس قطع پایین، به یک سیگنال سینوسی مانند رسیدند و به وسیله آنالیز سیگنال اصلی در بین قله‌های این سیگنال پرداختند(۱۱). به علت تفاوت در قالب سیگنال گرفته شده از زانو و کمر در سیگنال‌های اخذ شده در این پژوهش، بین این قله‌های سیگنال، تعداد متفاوتی قله در سیگنال اصلی دیده می‌شد که امکان اجرای این راهکار را به ما نمی‌داد. در مطالعه‌ای دیگر نیز Gafurov و همکارانش(۱۲) به یافتن مینیمم‌ها پرداختند (در کارهایی که مینیمم به عنوان نقطه برخورد پاشنه نام برده شده، به دلیل تفاوت در جهت راستای عمودی شتاب سنج است). در این کار نه تنها طول گام‌های افراد حدود ۱۰۰ پیکسل در نظر گرفته شده که در کار ما تفاوت در طول گام ها به دلیل شکل راه رفتن و قد افراد به ۵۰ پیکسل هم می‌رسید، هم‌چنین به دلیل تفاوت مکان اتصال شتاب سنج، شکل داده ها نیز بسیار متفاوت بود. به گونه‌ای که در داده‌های ما برخی مکان‌های یک گام دارای قله‌ای تقریباً برابر قله برخورد پاشنه به زمین بودند. در کارهای دیگر نیز نقطه قله محور عمودی به عنوان لحظه برخورد پاشنه به زمین قلمداد شده که یا پروتکلی برای یافتن آن بیان نشده (که امکان انتخاب دستی قله‌ها وجود دارد) و یا شتاب سنج بر زانو متصل نبوده است(۱۳). از آن‌جایی که پارگی رباط صلیبی روی الگوی گام برداری تاثیر می‌گذارد(۱۵،۱۴)، مطالعه گام این افراد، با کمک دستگاه ارزان شتاب سنج، با اهمیت به نظر می رسد. هدف ما ارایه الگوریتمی نوین با بهره‌گیری از توابع موجک و تکنیک پیچش زمانی

[Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2024-03-28]

پویا به کمک دستگاه شتاب سنج، به منظور تفکیک فازهای استقرار و تاب خوردن بود.

مواد و روش ها

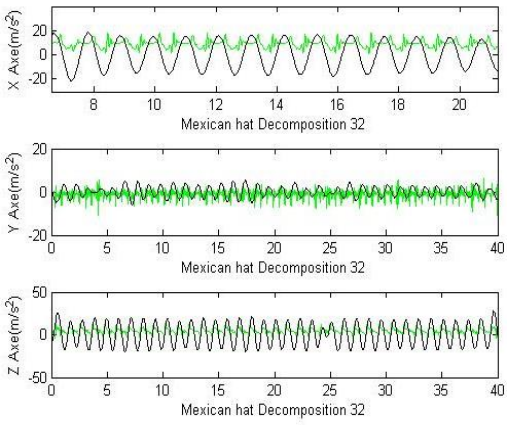
اخذ داده به منظور تشکیل بانک دادگان

در این تحقیق نیمه تجربی، ۲۰ فرد سالم و ۲۰ نفر مبتلا به پارگی رباط صلیبی قدامی به عنوان آزمودنی شرکت کردند. از افراد دارای پارگی درجه دو و سه ACL، بدون داشتن مصدومیت‌های دیگر زانو به گونه‌ای که ایجاد بی‌ثباتی کنند، با حداکثر درجه دو در آسیب مینیسک، بدون سابقه آسیب دیگری در اندام تحتانی طی چند ماه اخیر، خواسته شد تا بعد از نصب شتاب‌سنج بر روی درشت نی دو دقیقه را برای عادت به دستگاه به پیاده روی روی زمین و تردمیل بپردازند. بعد از آمادگی بر روی تردمیل قرار گرفته و نمونه‌برداری شروع شد. لازم به ذکر است سرعت تردمیل با توجه به قد نمونه‌ها متفاوت بود. همین پروتکل برای افراد سالم نیز انجام شد.

افرادی سالم فرض شدند که دارای شرایط زیر باشند: ۱- سابقه آسیب در اندام تحتانی طی یک ماه اخیر نداشته باشند، ۲- اصلاً سابقه آسیب در زانو نداشته باشند، ۳- تست پیوت شیفت (Pivot Shift) و لاچمن (Luchman) آن ها منفی اعلام شده باشد. بعد از پیاده روی به مدت یک دقیقه اطلاعات هر فرد جمع‌آوری شد. اطلاعات به صورت مقادیر عددی شتاب لحظه‌ای در سه راستا توسط شتاب سنج با فرکانس نمونه برداری ۱۰۰ هرتز و رزولوشن ۱۳ بیت در بازه ±16g به صورت دیجیتال جمع‌آوری و داده‌ها در نرم‌افزار متلب فراخوانی شدند. محور X در راستای عمودی، محور Y در راستای جانبی و محور Z در راستای جلو- عقب می‌باشند. بررسی بر روی دادگان به روش تفاضلی (Residual) نشان داد که بالای ۹۵ درصد انرژی سیگنال در طیف فرکانسی زیر ۱۰ هرتز می‌باشد. به منظور رسیدن آسان تر به قله اصلی سیگنال و حذف برخی قله‌های نزدیک و نیز برای از بین بردن شات نویزها به عنوان نویزهای الکتریکی که از طبیعت گسسته بارهای الکتریکی حاصل می‌شوند و با نرم کردن سیگنال از بین می‌روند و نویز جانسون (Johnson) که نویزهای حرارتی حامل‌های الکتریکی در یک رسانا هستند، از فیلتر پایین گذر باتروورث (Butterworth Low Pass Filter) درجه ۴ با فرکانس قطع ۱۰ هرتز استفاده گردید.

استخراج گام ها از سیگنال خام

محل قله‌های سیگنال شتاب کاندید مناسبی جهت لحظه برخورد پاشنه به زمین هستند. ابتدا سیگنال را با کمک تبدیل پیوسته موجک (Wavelet) تا جزء ۳۲ کلاه مکزیکی (Mexican Hat) نرم می کنیم. به دلیل شباهت این مدل‌ها با شکل قله های سیگنال های شتاب دهنده، از دو مدل مذکور استفاده شد. در تصویر شماره ۱، سیگنال اصلی شتاب در سه راستا x, y و z به همراه سیگنال نرم شده آن‌ها به روش مذکور دیده می‌شود.

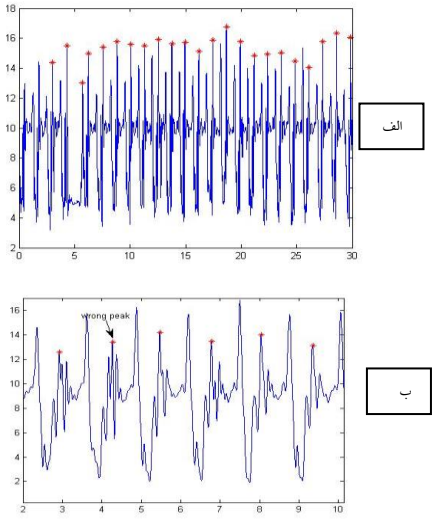


تصویر شماره ۱: سیگنال اصلی شتاب در سه راستا از بالا به پایین y، x و z به همراه سیگنال نرم شده آن ها توسط تبدیل موجک تا جزء ۳۲ گوسین و کلاه مکزیکی

همان‌طور که مشاهده می‌شود، بین هر دو قله سیگنال نرم شده مذکور، دو قله بزرگ در سیگنال اصلی وجود دارد. زمان وقوع قله سمت راست، کاندید مناسبی برای زمان شروع برخورد پاشنه است، زیرا آرامش سیگنال بعد از وقوع آن موئد مرحله استقرار گام

[Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2024-03-28]

است؛ لذا زمان وقوع قله سمت راستی را زمان شروع استقرار گام و زمان وقوع قله سمت چپی را ابتدای زمان مرحله پیچش گام فرض نمودیم. بنابراین با استفاده از الگوریتم شناسایی قله‌های یک آرایه سطری، تعدادی قله از سیگنال اصلی، بین دو قله سیگنال کلاه مکزیکی یافت شد. در حلقه نوشته شده، آن قدر آستانه را تغییر می‌دهیم تا به ۲ قله برسیم. سپس قله سمت راستی به عنوان قله هدف درنظر گرفته می‌شود. در برخی موارد و به علت عدم همشکلی تمام گام‌ها در طول پیاده‌روی، برخی قله‌های کاذب در بین نقاط برخورد پاشنه به زمین دیده می‌شد. این قله‌ها یا به دلیل خطای نمونه در حین گام‌برداری، یا خطا در حین نمونه برداری خود دستگاه (تصویر شماره ۲ الف) و یا تشکیل یک قله شبیه قله مورد نظر اتفاق می‌افتد. به منظور حذف آن‌ها، به میزان ۱۰ پیکسل راست و چپ هر قله را انتخاب و از آزمون شباهت DTW عبور دادیم. به این ترتیب که فاصله هر قله را با قله‌های دیگر محاسبه کرده و میانگین آن را به عنوان نمره آن قله در نظر گرفتیم. با توجه به این‌که قله‌های اصلی شباهتشان به هم بیش از قله‌های کاندید کاذب است، شناسایی و حذف آن‌ها انجام شد. در تصویر شماره ۲ ب، شناسایی نمونه‌ای از یک قله کاذب را مشاهده می شود.



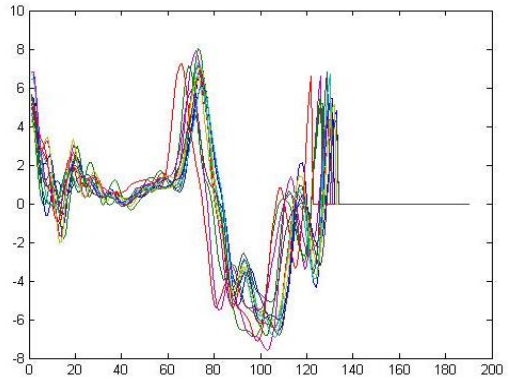
تصویر شماره ۲: قله های محور عمودی شناسایی شده: الف) خطا در نمونه برداری ب) تفاوت گام برداری نمونه نسبت به سایر گام ها

جدول شمار ۱، اطلاعات مربوط به نتایج آزمون DTW بر قله های شکل بالاست:

جدول شماره ۱: نمره آزمون قله ها به روش DTW

شماره قله	۱	۲	۳	۴	۵	۶
عدد آزمون	۳۶/۶۷۷	۱۵۱/۸۱۹	۳۲/۴۶۷	۳۰/۴۹۷	۲۹/۶۹۰	۳۰/۶۰۹

همین‌طور که پیداست، عدد قله کاذب دوم با بقیه بسیار متفاوت است. لذا در برنامه نوشته شده ما، قله‌های با تفاوت نمره زیاد نسبت به دیگر قله‌ها، حذف می‌شوند. از آن‌جایی که طول گام‌های یک فرد در طول پیاده روی یکسان نیست، برای چیدمان گام‌ها زیر هم به منظور جداسازی مراحل پیچش و استقرار گام، ابتدا هر گام را برای از بین بردن بایاس از میانگین خود کم کرده و سپس برای یکسان‌سازی تعداد نمونه‌های مربوط به هر نفر، به تعداد مناسب صفر اضافه می‌گردد. در تصویر شماره ۳، نمونه گام‌های یک شخص را که از الگوریتم پیشنهادی جدا شده‌اند، مشاهده می‌کنیم که طول گام ها بین ۱۲۳ تا ۱۳۱ نمونه است:

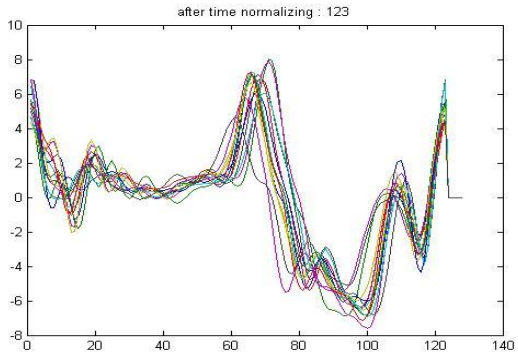


تصویر شماره ۳: نمونه گام های جداشده یک نفر

همان‌طور که می بینیم، طول گام افراد برابر نیست، لذا ممکن است طول مرحله پیچش گام هر شخص نیز گام به گام متفاوت باشد، لذا از روش پیشنهادی Rong و همکارانش (۲۰۰۷)(۱۶) برای نرمالیزه کردن زمانی استفاده کردیم. این روش به گونه ای است که در هر بار اجرا به جای دو نمونه ای که مقدارشان به هم از دیگر

[Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2024-03-28]

نمونه ها کم‌تر است، مقدار میانگین شان قرار می‌گیرد و با این کار می‌توان تعداد نمونه‌های یک سطر داده را تا میزان دلخواه کم نمود. از آن‌جایی که طول گام های یک فرد تفاوت زیادی در تعداد نمونه‌هایش نیست، برای همسان کردن گام‌ها، این روش مناسب است که نتیجه را در تصویر شماره ۴ می بینیم. در این تصویر، طول تمام گام ها برابر ۱۲۳ نمونه می شود.



تصویر شماره ۴: نمونه گام های یک نفر بعد از نرمالایز زمانی

یافته ها

در دسته افراد سالم، تعداد ۴۰۸ گام از کل نمونه ها اخذ گردیده بود که نتایج به صورت زیر است:

۳۷۶ گام از بین ۳۹۱ گام افراد سالم به درستی استخراج گشته است. ۱۵ گام شناسایی نشده و از ۱۷ گام دارای خلل، ۱۴ گام به درستی کنار گذاشته شده‌اند. جهت ارزیابی روش پیشنهادی از پارامترهایی چون دقت (accuracy)، حساسیت (sensitivity) و خصوصیت (specificity) مطابق روابط زیر استفاده شد:

$$\text{Accuracy} = \frac{TN + TP}{TN + TP + FN + FP} \quad (1)$$

$$\text{Sensitivity} = \frac{TP}{TP + FN} \quad (2)$$

$$\text{Specificity} = \frac{TN}{TN + FP} \quad (3)$$

که تعاریف TN,TP,FN و FP در ادامه ارائه می گردد:

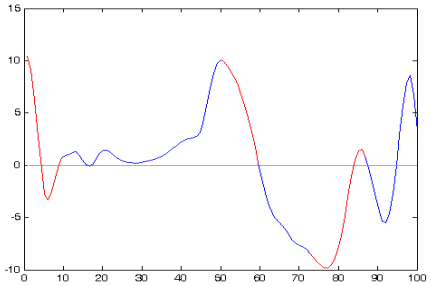
درست مثبت (True positive (TP)): شخص بیمار بوده و دسته‌بندی کننده وجود بیماری را تایید می کند.

درست منفی (True negative (TN)): شخص سالم بوده و دسته‌بندی کننده سالم تشخیص می‌دهد.

اشتباه مثبت (False positive (FP): شخص سالم بوده و دسته‌بندی کننده به اشتباه بیمار تشخیص می‌دهد.

اشتباه منفی (False negative (FN)): شخص بیمار بوده و دسته‌بندی کننده به اشتباه سالم تشخیص می‌دهد.

بدین‌منظور در این دسته دقت، حساسیت و خاصیت به ترتیب ۹۵/۵، ۹۹/۲ و ۸۲/۳ درصد به دست آمدند. برای گروه مبتلایان به پارگی رباط صلیبی هم مجموعاً ۴۳۶ گام نمونه برداری شد که ۴۱۵ گام سالم و مابقی گام‌های دارای خلل بودند. از این میان ۳۹۲ گام سالم به درستی استخراج شد و ۲۳ گام از دست رفت. در میان گام‌های مشکل دار نیز تماماً به درستی شناسایی و حذف گردیدند. لذا دقت، حساسیت و خاصیت این دسته به ترتیب ۹۴/۷، ۱۰۰ و ۹۴/۴ درصد به دست آمد. فازهای تشکیل‌دهنده گام به صورت زیر تعریف شده است: Heel Contact ۱۰ درصد ابتدایی، Pre-Swing از ۵۰ درصد تا ۶۰ درصد، Initial Swing از ۶۰ درصد تا ۷۰ درصد و Terminal Swing از ۸۵ درصد تا انتهای گام(۱۷). تصویر شماره ۵ فازهای استخراج شده یک گام را نشان می‌دهد. حروف A، B، C و D به ترتیب بیانگر آغاز فازهای Terminal Swing، Initial Swing، Pre-Swing و Heel Contact می باشند.



تصویر شماره ۵: فازهای استخراج شده گام

نتایج نشان می‌دهد اگر در طول گام برداری خللی ایجاد نشود و یا آسیب‌های سخت افزاری اتفاق نیفتد، با دقت بالایی تمام گام ها قابل شناسایی است و همین طور

[Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2024-03-28]

پایین بودن حساسیت در دسته افراد نرمال، احتمال از دست دادن تعداد معدودی گام سالم را نشان می‌دهد. بنابراین رویکرد پیشنهادی از عملکرد بسیار مناسب برخوردار است.

بحث

هدف از انجام این تحقیق، ارایه الگوریتم نوینی با بهره‌گیری از توابع موجک و تکنیک پیچش زمانی پویا به کمک شتاب سنج به منظور تفکیک گام و تعیین فازهای استقرار و تاب خوردن گام افراد مبتلا به پارگی رباط صلیبی بود. الگوریتم جدید ارایه شده نشان داد که به کمک شتاب سنج، با دقت بالایی (۹۵ درصد) گام‌های افراد مبتلا به پارگی رباط صلیبی و افراد سالم قابل شناسایی است. متعاقباً فازهای هر گام بعد از شناسایی کل گام استخراج شد. Lee و همکارانش(۱۱) همبستگی نتایج الگوریتم خود با دوربین را برای گروه سالم ۹۲ تا ۹۹ درصد بیان کردند و این در حالی است که در مطالعه حاضر، دقت حدود ۹۵ درصدی مشاهده شده است. در بسیاری مطالعات دیگر یا دستگاه روی درشت نی نبوده و الگوی گام آزمودنی‌ها با مطالعه حاضر تفاوت داشته است(۱۳-۱۰). از آن‌جایی که مطالعه روی گام‌های افراد به منظور شناسایی مکانیزم بیماری در سال‌های اخیر افزایش یافته است(۱۱،۹،۸) و به این منظور استفاده از دستگاه ارزان و قابل حمل شتاب سنج نسبت به سیستم‌های پیچیده‌تر مانند دوربین در حال گسترش است، بنابراین معرفی پروتکل‌های تازه برای استفاده آسان‌تر از این دستگاه ضروری است. لذا الگوریتم معرفی شده برای جداسازی فازهای گام به منظور مطالعه شتابی استخوان درشت نی بسیار مفید خواهد بود. مطالعات گام افراد مبتلا به پارگی رباط صلیبی از طرق مختلف، قابلیت شتاب سنج در شناسایی تفاوت بین گام افراد و اهمیت حرکات چرخشی و انتقالی درشت نی در حین پیاده‌روی (۱۵،۱۴،۱۱،۸،۹) اهمیت مطالعه انجام شده را نشان می‌دهند.

References

1. Fish DJ, Nielsen JP. Clinical Assessment of human Gait. Journal of Prosthetics & Orthotics 1993; 5(2): 39-48.
2. Ebersbach G, Sojer M, Valldeoriola F, Wissel J, Muller J, Tolosa E, et al. Comparative analysis of gait in Parkinson's disease, cerebella ataxia and subcortical arteriosclerotic encephalopathy. Brain 1999; 7: 1349-1355.
3. Clarke JE, Eccleston C. Assessing the quality of walking in adults with chronic pain: The development and preliminary psychometric evaluation of the Bath Assessment of Walking Inventory. Eur J Pain 2009; 13(3): 305-311.
4. Begg R, Palaniswami M. Computational intelligence for Movement Sciences, Neural Networks and Other Emerging Techniques (Computational Intelligence and Its Applications Series), 1st ed. Tokyo: Idea Group Publishing, 2006.
5. Godfrey A, Conway R, Meagher D, Olaighin G. Direct measurement of human movement by accelerometery. Med Eng Phys 2008; 30(10): 1364-1386.
6. Rodriguez-Silva DA, Gil-Castineira F, Gonzalez-Castano FJ, Duro RJ. Human motion tracking and gait analysis: A brief review of current sensing systems and integration with intelligent environment. IEEE international conference on virtual environment, human-computer interfaces 2008; 166-171.
7. Derawi MO. Accelerometer-based gait analysis A survey Mohammad. NISK conference 2010.
8. Bryant AL, Newton RU, Steele J. successful feed-forward strategies following acl injury

[Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2024-03-28]

and recinstruction. J Electromyogr Kinesiol 2009; 19(5): 988-997.

9. Lopomo N, Zaffagnini S, Signorelli C, Bignozzi S, Giordano G, Marcheggiani Muccioli GM,et al. an original clinical methodology for non-invasive assessment of pivot-shift test. Comput Methods Biomech Biomed Engin 2012; 15(12): 1323-1328.
10. Buganéa F, Benedettia MG, Casadiob G, Attalaa S, Biagi F, Mancac M, et al. Estimation of spatial-temporal gait parameters in level walking based on a single accelerometer: Validation on normal subjects by standard gait analysis. Comput Methods Programs Biomed 2012; 108(1): 129-137.
11. Lee Hk, Hwang SJ, Cho SP, Lee DR, You SH, Lee KJ, et al. Novel Algorithm for the Hemiplegic Gait Evaluation using a Single 3-axis Accelerometer. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc 2009; 2009: 3964-3966.
12. Gafurov D, Snekkenes E, Bours P. Gait Authentication and Identification Using Wearable Accelerometer Sensor. Automatic Identification Advanced Technologies 2007; 220-225.
13. Lee CY, Lee JJ. Estimation of walking Behavior Using Accelerometer in Gait Rehabilitation. Nternational Journal of Human-friendly Welfare Robotic Systems 2002.
14. Rong L, Zhiguo D, Jianzhong Z, Ming D. Identification of individual walking pattern using gait acceleration. 2007 1st International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering 2007; 543-546.
15. Malanga G, delisa JA. Clinical Observation. In: Rehabilitation Research and Development Service, Gait Analysis in the Science of Rehabilitation. DeLisa JA, (ed). Chapter 1. 1st ed. Michigan: Diane Publishing; 1998.
16. Georgoulis AD, Papadonikolakis A, Papageorgiou CD, Mitsou A, Stergiou N. Three-Dimensional Tibiofemoral Kinematics of the Anterior Cruciate Ligament-Deficient and Reconstructed Knee during Walking. Am J Sports Med 2003; 31(1): 75-79.
17. Stergiou N, Ristanis S, Moraiti C, Georgoulis AD. Tibial Rotation in Anterior Cruciate Ligament (ACL)-Deficient and ACL-Reconstructed Knees: a Theoretical Proposition for the Development of Osteoarthritis. Sports Med 2007; 37(7): 601-613.

[Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2024-03-28]