

توانایی روشهای مبتنی بر موجک در تشخیص عبور از موانع در مسیر حرکت انسان با استفاده از سنسورهای پوشیدنی

فریبرز رحیمی^۱، استادیار، رضا عیوض پور^۲، کارشناسی ارشد، بهزاد نوبهار^۳، کارشناسی ارشد، مندر جاگ^۴، استاد، کریستین دووال^۵، استاد

۱- گروه مهندسی برق - دانشکده مهندسی - دانشگاه بناب - بناب - ایران - frahimi@ubonab.ac.ir

۲- گروه مهندسی الکترونیک - دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر - دانشگاه تبریز - تبریز - ایران - eyvazpour.reza@gmail.com

۳- گروه مهندسی مکترونیک - دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر - دانشگاه تبریز - تبریز - ایران - behzadnobahar@gmail.com

۴- گروه علوم اعصاب بالینی - مرکز علوم سلامتی لندن - دانشگاه وسترن - لندن - کانادا - mandar.jog@lhsc.on.ca

۵- مرکز تحقیقات سالمندی - دانشگاه مونترال - مونترال - کانادا - duval.christian@uqam.ca

چکیده: توانایی‌های حرکتی و کیفیت آن‌ها تأثیر مستقیم و بسزایی بر کیفیت زندگی دارند. برخورد با موانع هنگام راه رفتن امری غیرقابل اجتناب است و توانایی عبور کم‌خطر از روی آن‌ها معیاری از توانایی حرکت در افراد جامعه است. گیرکردن به موانع بهنگام عبور از روی آن‌ها یکی از شایع‌ترین علل سقوط بر زمین است که خود یکی از دلایل عمده بستری شدن و مرگ و میر ناشی از جراحی در سنین بالا و بیماری پارکینسون است. الگوریتم‌هایی که برای پیش حرکت در افراد در معرض خطر سقوط مورد استفاده قرار می‌گیرند، برای بررسی تعداد و کیفیت عبور از روی موانع، نیاز به تشخیص اتوماتیک این اتفاق دارند. کارهای بسیار مختصری در زمینه این تشخیص اتوماتیک و فقط بر روی افراد سالم انجام شده است ولی از لحاظ محاسباتی دارای الگوریتم‌های پیچیده‌ای می‌باشند. به علاوه موانعی که در حرکات روزمره با آن برخورد می‌شود، دارای ارتفاع‌های متنوعی می‌باشند که نیاز به الگوریتم با توانایی‌های گسترده‌تری برای تشخیص دارند. در این مقاله روشی مبتنی بر تبدیل موجک پیوسته ارائه شده و عملکرد آن در عبور از روی موانع کوتاه و بلند در شرکت‌کنندگان سالم و همچنین در بیمار پارکینسون مورد بررسی قرار گرفته است. میزان صحت تشخیص اتوماتیک عبور از روی موانع توسط الگوریتم پیشنهادی برای ۱۹ شرکت‌کننده سالم ۹۸/۵ درصد و برای ۱۲ شرکت‌کننده بیمار پارکینسون ۹۰/۶ درصد به دست آمد. حداکثر خطا در تشخیص زمان عبور هریک از پاها ۰/۱ ثانیه بوده و قابلیت خوبی در تفکیک ارتفاع موانع دارد. **واژه‌های کلیدی:** عبور از موانع، راه رفتن، پردازش سیگنال، موجک، تشخیص اتوماتیک، سنسور پوشیدنی.

Crossing obstacles in a walkway: on the capability of wavelet-based detection strategies using wearable sensor data

Fariborz Rahimi¹, Assistant Professor; Reza Eyvazpour², MSc; Behzad Nobahar³, MSc; Mandar Jog⁴, Professor; Christian Duval⁵, Professor

1- Department of Electrical Engineering, Faculty of Engineering, University of Bonab, Bonab, Iran, Email: frahimi@ubonab.ac.ir

2- Department of Electronics, Faculty of Electrical and Computer Engineering, University of Tabriz, Tabriz, Iran, Email: eyvazpour.reza@gmail.com

3- Department of Electronics, Faculty of Electrical and Computer Engineering, University of Tabriz, Tabriz, Iran, Email: nobahar@gmail.com

4- Department of Clinical Neurological Sciences, London Health Sciences Centre, Western University, London, Canada, Email: mandar.jog@lhsc.on.ca

5- Département de kinanthropologie, UQAM, Montreal, Canada, Email: duval.christian@uqam.ca

Abstract: Mobility and its quality has direct and significant effect on quality of life. Passing over obstacles is unavoidable and its safe execution is a measure of mobility for community dwellers particularly for elderly and Parkinson patients with higher risk of falling. Algorithms for monitoring mobility in high risk people, need automatic detection to examine frequency and quality of passing over obstacles. Very few attempts can be found in the literature who just focus on the healthy population who need complex algorithms. Furthermore, in real life situations, people encounter a range of obstacle heights that should be detectable in such algorithms. In this paper a wavelet-based algorithm is examined and its performance is evaluated in detection of tall and short obstacles for two groups of healthy and Parkinson participants. Accuracy of this method was 98.5% for the 19 healthy elderly participants, and 90.6% for the 12 Parkinson patients. The maximum error in detection of obstacle crossing time was 0.1 second for either feet and for both barrier heights.

Keywords: Obstacle crossing, walking over, signal processing, wavelet, automatic detection, wearable sensor.

نام نویسنده مسئول: فریبرز رحیمی

نشانی نویسنده مسئول: ایران - تبریز - بلوار ۲۹ بهمن - دانشگاه تبریز - دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر

۱- مقدمه

راه رفتن یکی از ابتدایی‌ترین و ضروری‌ترین قابلیت از مجموعه توانایی‌های حرکتی است که کیفیت و امنیت آن بشدت کیفیت زندگی را تحت تأثیر قرار می‌دهد [۱]، [۲]. در زندگی روزمره راه رفتن منحصرأ در مسیر مستقیم و هموار اتفاق نمی‌افتد و انجام مانورهایی از قبیل رد شدن از روی موانع مختلف به کرات لازم می‌شود. ضمن اینکه گیر کردن به موانع بهنگام عبور از روی آن‌ها یکی از شایع‌ترین علل سقوط و سقوط بر زمین یکی از دلایل عمده بستری شدن و مرگ و میر ناشی از جراحت در سنین بالا هست [۳].

علاوه بر کهولت سن [۴]، [۵]، مشکلات دیگری نظیر صدمه به ستون فقرات [۶]، سکته‌های مغزی [۷]، بیماری‌هایی اختلالات حرکتی [۸]، [۹] و عدم تمرکز ناشی از اشتغال به فعالیت‌های دیگر حین راه رفتن [۱۰]، [۱۱] می‌توانند باعث کاهش توانایی‌های حرکتی شده و احتمال سقوط را افزایش دهند.

از میان بیماران دارای اختلالات حرکتی افراد مبتلابه بیماری پارکینسون و وضعیت حساس‌تری بهنگام عبور از موانع دارند. بررسی‌ها نشان داده است که قابلیت‌های پایین‌تر از نرمال حرکتی این گروه به هنگام برخورد با موانع تضعیف بیشتری پیدا می‌کند و استراتژی بسیار محافظه‌کارانه‌ای برای عبور بکار می‌برند [۱۲]. مطالعات همچنین نشان می‌دهد که این گروه به دلایل ضعف‌های جسمانی و استراتژیک بیشتر در معرض سقوط در عبور از موانع قرار دارند، ضمن اینکه انتخاب پای جلو برای عبور از موانع در احتمال سقوط مؤثر است [۱۳].

بررسی عینی کیفیت عبور از موانع در آزمایشگاه علاوه بر اینکه می‌تواند میزان ناپایداری و احتمال خطر سقوط را برآورد نماید، می‌تواند به متخصصین در انتخاب بهینه روش‌ها و تکنیک‌های توان‌بخشی کمک نماید. در سنوات اخیر، با در دسترس قرار گرفتن سنسورهای پوشیدنی ثبت حرکات، بررسی عینی حرکات طی زندگی روزمره نیز ممکن شده است [۷]، [۱۴] - [۱۶]. در این بین نقش تشخیص اتوماتیک وقایعی نظیر سقوط به زمین یا عبور از روی موانع کاملاً کلیدی است. زیرا تنها بخشی از اطلاعات معمولاً حجیم جمع‌آوری شده از زندگی روزمره برای پزشک یا متخصص توان‌بخش می‌تواند مفید باشد و یافتن این بخش‌ها کاری بسیار خسته‌کننده است. به‌عنوان مثال تعداد عبور از موانع موفق، میزان پایداری بدن در حین عبور، تغییرات سرعت از راه رفتن عادی به هنگام عبور از موانع می‌توانند نشانگرهای عینی از توانایی فرد در جابجایی مستقل و میزان خطر احتمالی یا نیاز به کمک در جابجایی باشند.

روش‌های پردازش سیگنال‌های غیر ایستا (حاوی تغییرات چشمگیر موضعی)، مانند روش‌های مبتنی بر موجک، اگرچه در مواردی مانند تشخیص اتوماتیک انجام گام^۱ در بیماری پارکینسون به‌طور موفق مورد استفاده قرار گرفته‌اند [۱۶]، [۱۷]، در مطالعات مربوط به حرکت در مسیرهای دارای موانع مورد استفاده چندانی قرار نگرفته‌اند. اخیراً در یک مطالعه بررسی راه رفتن بهنگام مانورهای اجتناب از موانع،

روش‌های مبتنی بر موجک در تشخیص فازهای پیش و پس از مانور کارایی چندانی نداشته‌اند [۱۸]. در مطالعه دیگری بر روی شرکت‌کنندگان مسن [۱۹] تبدیل گسسته موجک به همراه یک تبدیل غیرخطی دیگر توانسته است در استخراج فعالیت‌های خاص، از جمله عبور از روی موانع، در طی زندگی روزمره موفقیت‌آمیز باشد. در این مطالعه که بر روی ۷ شرکت‌کننده مسن و بدون هرگونه بیماری انجام شده است، نویسندگان در این پژوهش ۱۰ فعالیت مختلف را با استفاده از الگوریتم مبتنی بر موجک از روی سیگنال‌های سنسور اینرسی به صورت اتوماتیک استخراج کردند. در استخراج فعالیت مربوط به عبور از موانع مقدار متوسط حساسیت ۱۰۰ درصد و مقدار متوسط ویژگی حدود ۹۷،۲۳ درصد به دست آمده است.

تاکنون عملکرد این روش‌ها در گروه‌های مختلف شرکت‌کنندگان مورد مقایسه قرار نگرفته است. در این مطالعه سعی شده است که قابلیت روش‌های مبتنی بر موجک در تشخیص زمان عبور از روی موانع و نیز حساسیت چنین روش‌هایی نسبت به تفاوت‌های احتمالی در الگوهای حرکتی بین گروه‌های مختلف مثل افراد سالم و بیماران پارکینسون بررسی گردد.

در ادامه این مقاله در بخش دوم مواد و روش‌های مورد استفاده در این مطالعه بیان شده است. در این بخش ستاپ آزمایش و همچنین نحوه ثبت داده از شرکت‌کنندگان آزمایش توصیف شده است. سپس الگوریتم پیشنهادی مبتنی بر موجک و همچنین روش تحلیل داده‌ها و استفاده از مقایسه بصری شرح داده شده است. در بخش سوم نتایج ارزیابی عملکرد روش مبتنی بر موجک و روش بصری مورد مقایسه قرار گرفته است. در بخش پایانی این مقاله نتایج حاصل مورد بحث و جمع‌بندی قرار گرفته‌اند.

۲- مواد و روش‌ها

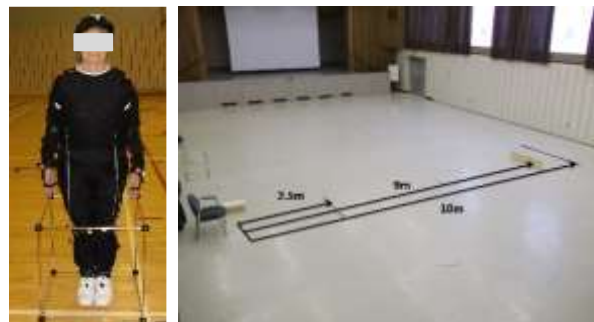
طراحی آزمایش‌ها و جمع‌آوری داده‌های این پژوهش با همکاری بخش اختلالات حرکتی در مرکز علوم سلامت لندن، و نیز با کمک مرکز تحقیقات سالمندی دانشگاه یوکوام در مونترال کانادا انجام شده است.

۲-۱- شرکت‌کنندگان

تعداد شرکت‌کنندگان در این پژوهش ۱۲ نفر بیمار پارکینسون (میانگین سنی 59 ± 64 سال) از بخش اختلالات حرکتی مرکز علوم سلامت لندن، و ۱۹ نفر داوطلب سالم (بدون هرگونه اختلالات یا بیماری عصبی یا حرکتی و میانگین سنی 59 ± 69 سال) از مرکز تحقیقات سالمندی دانشگاه یوکوام در مونترال است. این مطالعه توسط کمیته اخلاق در پژوهش مطالعات بر روی سوژه‌های انسانی دانشگاه وسترن مورد پذیرش قرار گرفته است. تمامی شرکت‌کنندگان قبل از شروع آزمایش‌ها فرم رضایت آگاهانه را امضاء کرده‌اند.

۲-۲- ستاپ آزمایش

از هرکدام از شرکت کنندگان خواسته شد که پس از پوشیدن لباس ثبت حرکت (IGS-180, Animazoo UK Ltd.) که شامل ۱۷ واحد اندازه گیری اینرسی^۲ است (شکل ۱-الف) و شنیدن توضیحات مربوط به آزمایش، مراحل کالیبراسیون را انجام دهند. پس از کالیبراسیون، شرکت کننده بر روی صندلی ابتدای مسیر می نشست تا آزمایش شروع شود.



الف ب

شکل ۱: الف) یکی از شرکت کنندگان سالم، پس از پوشیدن لباس ثبت حرکت و در حال کالیبراسیون. ب) مسیر حرکت به همراه موانعی در طول مسیر

در این آزمایش، عبور از موانع در قالب "بر خواستن و حرکت زمان بندی شده" TUG^۳ انجام می شد. به این ترتیب که از شرکت کننده خواسته می شد که ابتدا به طور کامل بر روی صندلی ابتدای مسیر بنشینند و سپس با شنیدن کلمه "برو"، با سرعت معمول از جا بر خواسته، مسیر ۱۰ متری شامل موانع (شکل ۱-ب) را طی کرده و از خط پایان بگذرد. پس از آن بلافاصله دور زده و پس از گذشتن از خط پایان و موانع، به صندلی خود برگشته و روی آن بنشینند. از وی خواسته می شد بهنگام برخورد با موانع تمامی تلاش خود را بکند تا از روی موانع عبور کند. ارتفاع موانع کوتاه و بلند، به ترتیب ۵ و ۳۰ سانتی متر فاصله آنها از ابتدای مسیر به ترتیب ۲، ۵ و ۹ متر بود. این روند یک بار دیگر و بدون تأخیر تکرار می شد.

۲-۳- ثبت داده ها

در سیستم پوشیدنی ثبت حرکت، داده های خام ۱۷ واحد حرکتی اینرسی با نرخ ۶۰ نمونه در ثانیه ذخیره می شوند. این سیستم می تواند با استفاده از داده های خام، زوایای آناتومیکی در مفاصل عمده بدن را با دقت قابل قبول تخمین زده و با همان نرخ نمونه برداری در اختیار قرار دهد. مهم ترین زوایای آناتومیکی که در مطالعات راه رفتن مورد استفاده قرار می گیرند، زوایای لگن، زانو و مچ پا در صفحه ساجیتال می باشند. در این مطالعه، از زاویه لگن برای حذف بخش های نامرتب داده با راه رفتن، و از زاویه زانو به عنوان مرجع تشخیص عبور از موانع استفاده شده است.

۲-۴- الگوریتم پیشنهادی مبتنی بر موجک برای تشخیص

عبور از موانع

تبدیل موجک پیوسته (CWT)^۳، ابزاری ریاضی است برای تبدیل توابع پیوسته در زمان به حوزه زمان-فرکانس، که امکان تجزیه و تحلیل سیگنال ها با استفاده از عرض پنجره های زمانی متغیر و با فرکانس های مختلف را فراهم می کند. این تبدیل، در فرکانس های بالا وضوح خوب زمانی و در فرکانس های پایین وضوح خوبی در حوزه فرکانس دارد. از جمله مزایای این تبدیل تنوع در توابع پایه موجک قابل استفاده است. CWT در واقع کانولوشن سیگنال $x(t)$ با تابع موجک می باشد که در رابطه ۱ نمایش داده شده است [۲۰].

$$CWT(a, b) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \psi_{a,b}^* dt = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \frac{1}{\sqrt{a}} \psi^* \left(\frac{t-b}{a} \right) dt \quad (1)$$

a و b به ترتیب مقیاس و پارامتر انتقال می باشند. ضریب $\frac{1}{\sqrt{a}}$ به عنوان نرمال سازی تبدیل موجک پیوسته استفاده می شود. برای کاربردهای عملی تبدیل موجک پیوسته بر روی داده های گسسته به صورت زیر تعریف می گردد که δ_t بیانگر فاصله زمانی بین نمونه ها است.

$$W_n(s) = \sum_{n'=0}^{N-1} x_{n'} \left(\frac{\delta_t}{s} \right)^{1/2} \psi^* \left[\frac{(n'-n)\delta_t}{s} \right] \quad (2)$$

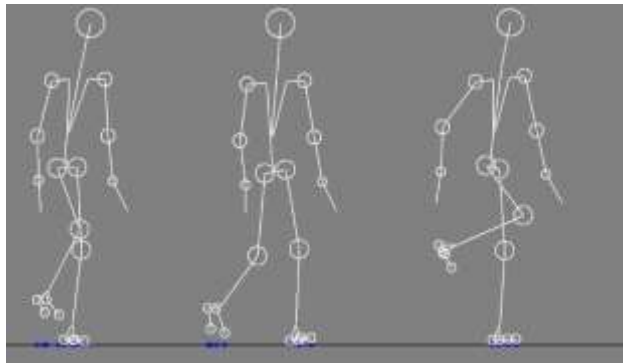
ضرایب تبدیل موجک، شباهت تابع پایه موجک به سیگنال اصلی را اندازه گیری می کنند که این تبدیل به صورت گسترده بر روی سیگنال های زیست پزشکی مانند EEG، EMG، الگوهای تنفسی و غیره اعمال می شود [۲۱]. در این مقاله تبدیل موجک برای تشخیص عبور از موانع انتخاب شده است زیرا با توجه به نحوه عملکرد آن باید بتواند تغییرات کوچک و ظریف ناشی از حرکت متناوب پاها که در هنگام عبور از روی موانع ضمن راه رفتن اتفاق می افتد و تشخیص آن توسط روش های دیگر چالش برانگیز و پیچیده است [۲۲] است را تشخیص دهد. در این مقاله تابع پایه موجک Haar به علت عملکرد بهتر نسبت به سایر توابع پایه انتخاب شده است.

در طی انجام بر خواستن و حرکت زمان بندی شده، افزایش مجموع زوایای لگن در پای چپ و راست، نشان دهنده حالت نشسته بر روی صندلی یا بخشی از بازه زمانی مربوط به تغییر وضعیت از نشسته به ایستاده و یا تغییر وضعیت برعکس از ایستاده به نشسته است. بنابراین با استفاده از مجموع زوایای لگن در هر دو پا، بخش هایی از داده زانوها که نمی توانند مربوط به راه رفتن معمولی یا عبور از موانع باشند حذف می شوند. در ردیف اول از شکل ۲ زاویه فلکشن/اکستنشن^۵ زانوی چپ مربوط به دو دوره گام برداشتن در مسیر مشخص شده و عبور از روی موانع و نیز دوره های نشستن روی صندلی و تغییر وضعیت های نشسته به ایستاده و برعکس نشان داده شده است. ردیف بعدی بخش هایی از داده را که مربوط به حالت نشسته و یا تغییر وضعیت ها بوده و برابر صفر قرار گرفته اند، نشان داده شده است.

شکل ۳ الگوریتم پردازش سیگنالها برای به دست آوردن خودکار پرچم عبور از روی مانع را از روی زاویه آناتومیکی و به صورت دیاگرام بلوکی نشان می‌دهد.

۵-۲- تحلیل داده‌های ویدئو و تشخیص بصری موانع

برای هر شرکت کننده، ۸ مرتبه عبور از مانع اتفاق افتاده است. با مشاهده تصاویر متحرک که سیستم Animazoo ارائه می‌دهد، و امکان بررسی دقیق و فریم به فریم تصاویر در آن وجود دارد، برای هر عبور از مانع، لحظه عبور برای پای چپ و راست ثبت می‌گردد. این لحظات به عنوان مرجع مقایسه برای نشان دادن صحت الگوریتم پیشنهادی مورد استفاده قرار می‌گیرند. شکل ۳، نشان‌دهنده سه فریم از لحظات عبور پای راست از موانع کوتاه و بلند و نیز راه رفتن معمولی است.



شکل ۴: خروجی سیستم نشان‌دهنده آواتار در سه فریم به ترتیب از چپ به راست، لحظات عبور پای راست از روی مانع کوچک، راه رفتن معمولی و عبور پای راست از روی مانع بزرگ عبور موفق از روی موانع ترکیبی است از حرکت متوالی دو پا در گذر از روی مانع و الگوریتم تشخیص خودکار عبور از موانع باید بتواند به طور مجزا این دو اتفاق را تشخیص دهد.

۶-۲- روش ارزیابی سیستم تشخیص اتوماتیک عبور از موانع

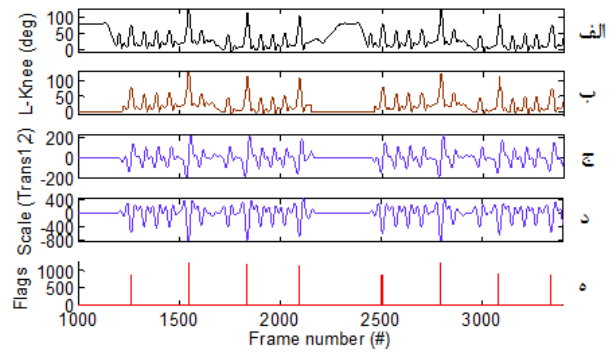
با توجه به مرجع مقایسه بصری، نتیجه عملکرد الگوریتم تشخیص اتوماتیک می‌تواند یکی از نتایج چهارگانه زیر باشد:

TP^۱، تشخیص صحیح عبور هر پا از روی مانع وقتی مرجع بصری تأیید می‌کند که چنین اتفاقی افتاده است. بازه قابل قبول از فاصله بین پرچم تشخیص اتوماتیک و مرجع مقایسه بصری (خطای قابل قبول) یک ثانیه معادل ۶۰ فریم در نظر گرفته شده است.

TN^۲، عدم تولید پرچم عبور پا از روی مانع وقتی مرجع بصری اتفاق عبور از مانع را گزارش نمی‌کند.

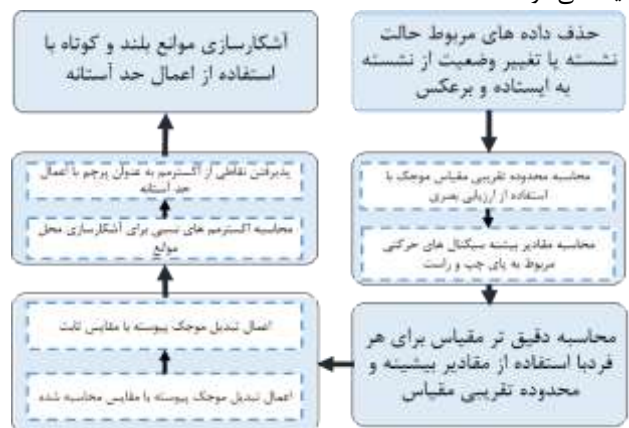
FP^۳، تشخیص اشتباه عبور هر پا از روی مانع وقتی مرجع بصری چنین اتفاقی را تأیید نمی‌کند.

FN^۴، عدم تولید پرچم عبور پا از روی مانع وقتی مرجع بصری عبور از مانع را گزارش نموده است. لازم به ذکر است که کل تعداد ممکن برای خروجی منفی (TN + FN) برابر با تعداد پیک در داده آناتومیکی مورد نظر در بازه راه رفتن در نظر گرفته شده است.

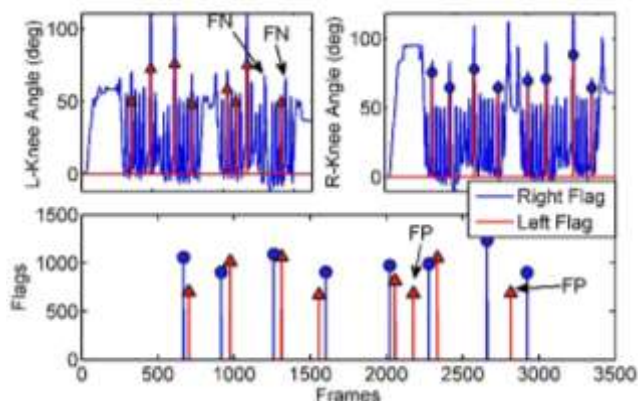


شکل ۲: الف) زاویه فلکشن/اکستنشن زانوی چپ در شرکت کننده پارکینسون شماره-۱ مربوط به دو دوره نشستن بر روی صندلی و برخواستن و حرکت زمان بندی شده. ب) حذف خودکار بخش‌های مربوط به نشستن و تغییر وضعیت‌های نشسته به ایستاده و برعکس از داده‌های زانوی چپ. ج) مرحله اول اعمال تبدیل موجک پیوسته بر روی داده زاویه مربوط به زانوی چپ د) مرحله دوم اعمال تبدیل موجک پیوسته ه) پرچم‌های تشخیص خودکار عبور از روی موانع مربوط به پای چپ

در مرحله بعدی الگوریتم با استفاده از ارزیابی بصری محدوده مقیاس تقریبی مناسب برای تبدیل موجک پیوسته به دست می‌آید. در گام سوم الگوریتم پیشنهادی با استخراج بیشینه مقدار سیگنال‌های مربوط به پای چپ و راست و همچنین بیشینه مقدار سیگنال حرکتی مورد ارزیابی مقدار دقیق مقیاس به کمک مقیاس تقریبی محاسبه می‌گردد. سپس تبدیل موجک پیوسته در دو مرحله بر روی سیگنال حرکتی اعمال می‌شود. در مرحله اول اعمال تبدیل موجک مقیاس محاسبه شده در گام قبل و در مرحله دوم مقیاس ثابتی در نظر گرفته می‌شود. بعد از محاسبه اکستریم‌های نسبی برای آشکارسازی موانع و اعمال مقادیر آستانه برای حذف آشکارسازی سیگنال‌های مربوط به عبور از موانع، مقدار آستانه‌ای نیز برای تشخیص موانع کوتاه و بلند در گام پایانی الگوریتم پیشنهادی به دست آمده است. در ردیف‌های (ج)، (د) و (ه) شکل ۲ اثر دو مرحله پیاپی اعمال تبدیل موجک پیوسته بر روی سیگنال زاویه و نهایتاً مقاطع زمانی که توسط الگوریتم عبور پای چپ از روی مانع تشخیص داده شده، دیده می‌شوند.



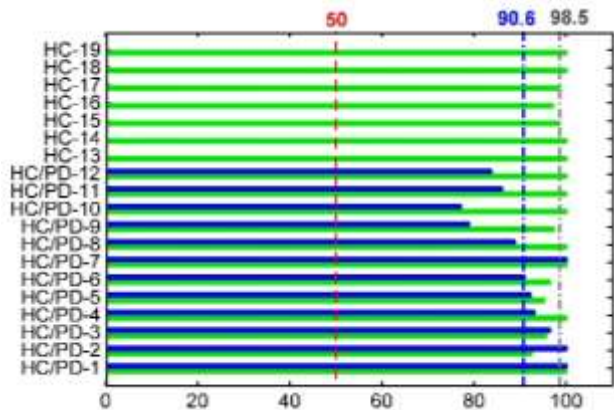
شکل ۳: دیاگرام بلوکی نشان دهنده مراحل پردازش سیگنالها تا به دست آوردن پرچم‌های نشانگر عبور هر یک از پاها از روی مانع



شکل ۶: ردیف بالا سمت چپ زاویه فلکشن / اکستنشن مربوط به زانوی چپ و سمت راست همین زاویه آناتومیکی برای زانوی راست بیمار پارکینسون شماره ۴. مثلث قرمز برای پرچم‌های نشان‌دهنده عبور از روی مانع برای پای چپ و دایره آبی برای پای راست. در ستون سمت چپ نشان‌دهنده دو نمونه از FN، نقطه‌ای که باید پرچم عبور از مانع برای پای چپ تولید می‌شد. ردیف پائین نشان‌دهنده موقعیت نسبی پرچم‌های مربوط به عبور دو پا از روی مانع به فریم‌های اتفاق افتادن. دو نمونه FP در ردیف پائین نشان‌دهنده، نقطه‌ای که الگوریتم نتوانسته است برای پای چپ تولید پرچم عبور از مانع بکند.

۳-۱- ارزیابی عملکرد الگوریتم

معیار صحت الگوریتم تشخیص اتوماتیک عبور از روی مانع برای هر شرکت‌کننده با استفاده از رابطه (۳) و به‌طور مجزا برای پای چپ و راست به دست آمد. مقدار متوسط ارزیابی برای دو پا در شکل ۷ برای هرکدام از شرکت‌کنندگان نشان داده شده است.



شکل ۷: نمودار میله‌ای نشان‌دهنده مقدار متوسط صحت عملکرد الگوریتم در مورد پای چپ و راست برای هرکدام از ۱۹ شرکت‌کننده سالم و ۱۲ شرکت‌کننده بیمار پارکینسون همان‌طور که ملاحظه می‌شود عملکرد الگوریتم در تشخیص عبور از روی مانع برای افراد سالم بهتر بوده است. مقدار متوسط معیار صحت برای ۱۹ شرکت‌کننده سالم ۹۸/۵ درصد در مقایسه با مقدار متوسط ۹۰/۶ درصد برای ۱۲ شرکت‌کننده گروه بیماران بوده است. در جداول (۲ و

با توجه به نتایج چهارگانه فوق، از معیارهای رایج در بررسی عملکرد الگوریتم‌های تشخیص اتوماتیک معیارهای صحت^۱، حساسیت^{۱۱}، دقت^{۱۲} و ویژگی^{۱۳} است که به‌صورت زیر تعریف می‌شوند:

$$Accuracy = \frac{TP+TN}{TP+FP+TN+FN} \times 100\% \quad (۳)$$

$$Sensitivity = \frac{TP}{TP+FN} \times 100\% \quad (۴)$$

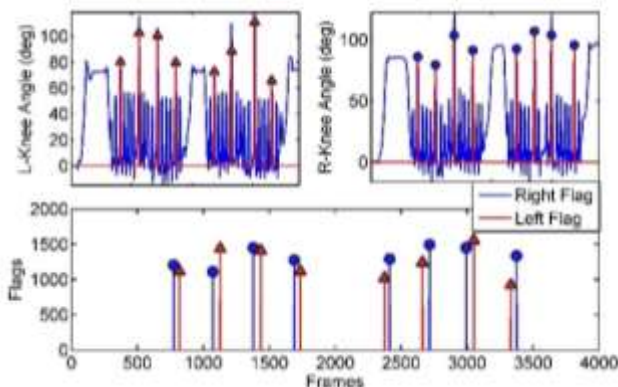
$$Precision = \frac{TP}{TP+FP} \times 100\% \quad (۵)$$

$$Specificity = \frac{TN}{FP+TN} \times 100\% \quad (۶)$$

برای هرکدام از شرکت‌کنندگان معیار صحت به‌طور جداگانه برای پای چپ و راست محاسبه شده و مقدار متوسط این معیارها در گزارش‌ها آورده شده است.

۳- نتایج

داده‌های حاصل از حرکت از روی مانع برای ۱۲ نفر بیمار پارکینسون و ۱۹ داوطلب سالم و تقریباً هم‌سال به‌دست‌آمده و مورد بررسی قرار گرفت که نتایج حاصل از این بررسی ارائه شده است. الگوریتم تشخیص اتوماتیک بر روی داده‌های آناتومیکی تمام شرکت‌کنندگان اعمال شد و نتیجه عملکرد این الگوریتم در تشخیص مانع کوتاه و بلند مورد ارزیابی قرار گرفت. شکل ۵ یک نمونه از عملکرد الگوریتم مذکور را، که در آن تمامی ۸ مورد عبور پای چپ و تمامی ۸ مورد عبور پای راست از روی مانع به‌درستی تشخیص داده شده‌اند، نشان می‌دهد.



شکل ۵: ردیف بالا سمت چپ: زاویه فلکشن / اکستنشن مربوط به زانوی چپ و سمت راست همین زاویه آناتومیکی برای زانوی راست بیمار پارکینسون شماره ۲. مثلث قرمز و دایره آبی: پرچم‌های نشان‌دهنده عبور از روی مانع برای پای چپ و دایره آبی برای پای راست. ردیف پائین: موقعیت نسبی پرچم‌های مربوط به عبور دو پا از روی مانع با توجه به فریم‌های اتفاق افتادن.

نمونه‌هایی از عملکرد اشتباه الگوریتم (FP, FN) در شکل ۶ نشان داده شده است.

همان طور که ملاحظه می شود اگر پرچم تشخیص اتوماتیک به درستی تولید شود، خطای آن در تعیین دقیق زمان اتفاق افتادن در بازه ۶- الی ۵ فریم بوده است (با صرف نظر از داده های پرت). از لحاظ دقت زمانی الگوریتم تشخیص اتوماتیک عبور از موانع، تفاوت معنی داری بین تشخیص موانع بلند و کوتاه، و همچنین بین تشخیص در عبور افراد سالم و بیمار از روی موانع وجود نداشته است.

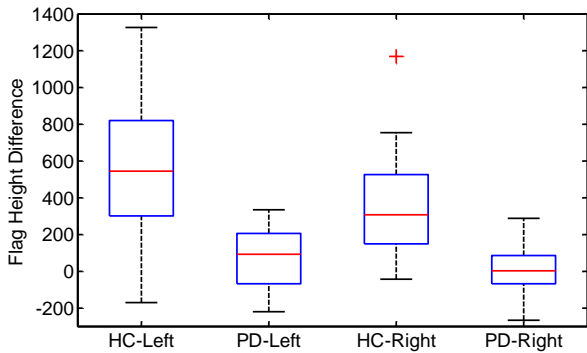
نتایج مربوط به معیارهای ارزیابی برای شرکت کنندگان سالم و بیماران پارکینسون بیان شده اند. علاوه بر اینکه اتفاق افتادن و یا عدم آن در مورد پرچم تشخیص عبور از مانع یک معیار اصلی ارزیابی عملکرد برای الگوریتم فوق می باشد، دقت آن در مقایسه با ارزیابی بصری نیز حائز اهمیت می باشد. در این راستا برای هر کدام از شرکت کنندگان، خطا در تشخیص عبور هر پا از روی مانع با واحد تعداد فریم به دست آمد. کلاً هر شرکت کننده ۴ بار عبور از روی مانع کوتاه و ۴ بار عبور از روی مانع کوتاه انجام داده است. و در هر عبور ۲ پرچم برای پای راست و چپ تولید شده است. در شکل ۸ خطاهای دو پا ترکیب شده و در قالب عبور از موانع کوتاه و بلند و همچنین برای شرکت کنندگان سالم و بیمار دسته بندی شده اند.

جدول ۱: مقدار متوسط معیارهای ارزیابی برای شرکت کنندگان سالم

Specificity (ویژگی)	Precision (دقت)	Sensitivity (حساسیت)	Accuracy (صحت)	
۱۰۰	۱۰۰	۱۰۰	۱۰۰	شرکت کننده سالم ۱ (HC1)
۱۰۰	۱۰۰	۶۲/۵	۹۲/۴۶	شرکت کننده سالم ۲ (HC2)
۹۸/۰۷	۹۳/۷۵	۸۸/۱۹	۹۵/۵۸	شرکت کننده سالم ۳ (HC3)
۱۰۰	۱۰۰	۱۰۰	۱۰۰	شرکت کننده سالم ۴ (HC4)
۱۰۰	۱۰۰	۸۱/۲۵	۹۵/۳۰	شرکت کننده سالم ۵ (HC5)
۹۷/۵	۹۳/۷۵	۹۳/۷۵	۹۶/۴۲	شرکت کننده سالم ۶ (HC6)
۱۰۰	۱۰۰	۱۰۰	۱۰۰	شرکت کننده سالم ۷ (HC7)
۱۰۰	۱۰۰	۱۰۰	۱۰۰	شرکت کننده سالم ۸ (HC8)
۹۸/۳۳	۹۳/۷۵	۹۳/۷۵	۹۷/۳۶	شرکت کننده سالم ۹ (HC9)
۱۰۰	۱۰۰	۱۰۰	۱۰۰	شرکت کننده سالم ۱۰ (HC10)
۱۰۰	۱۰۰	۱۰۰	۱۰۰	شرکت کننده سالم ۱۱ (HC11)
۱۰۰	۱۰۰	۱۰۰	۱۰۰	شرکت کننده سالم ۱۲ (HC12)
۱۰۰	۱۰۰	۱۰۰	۱۰۰	شرکت کننده سالم ۱۳ (HC13)
۱۰۰	۱۰۰	۱۰۰	۱۰۰	شرکت کننده سالم ۱۴ (HC14)
۱۰۰	۱۰۰	۹۳/۷۵	۹۸/۴۳	شرکت کننده سالم ۱۵ (HC15)
۹۸/۱۴	۹۳/۷۵	۹۳/۷۵	۹۷/۱۴	شرکت کننده سالم ۱۶ (HC16)
۹۸/۰۷	۹۳/۷۵	۱۰۰	۹۸/۴۸	شرکت کننده سالم ۱۷ (HC17)
۱۰۰	۱۰۰	۱۰۰	۱۰۰	شرکت کننده سالم ۱۸ (HC18)
۱۰۰	۱۰۰	۱۰۰	۱۰۰	شرکت کننده سالم ۱۹ (HC19)
۹۹/۵	۹۸/۴	۹۸/۴	۹۹/۳	میانگین شرکت کننده ها

جدول ۲: مقدار معیارهای ارزیابی برای شرکت کنندگان بیماران پارکینسون

Specificity (ویژگی)	Precision (دقت)	Sensitivity (حساسیت)	Accuracy (صحت)	
۱۰۰	۱۰۰	۱۰۰	۱۰۰	شرکت کننده بیمار ۱ (PD1)
۱۰۰	۱۰۰	۱۰۰	۱۰۰	شرکت کننده بیمار ۲ (PD2)
۹۷/۵	۹۳/۷۵	۹۳/۷۵	۹۶/۴۲	شرکت کننده بیمار ۳ (PD3)
۹۵/۲۳	۸۷/۵	۸۷/۵	۹۳/۱۰	شرکت کننده بیمار ۴ (PD4)
۹۴/۴۴	۸۷/۵	۸۷/۵	۹۲/۳۰	شرکت کننده بیمار ۵ (PD5)
۹۴/۰۴	۸۱/۲۵	۸۱/۲۵	۹۰/۹۷	شرکت کننده بیمار ۶ (PD6)
۱۰۰	۱۰۰	۱۰۰	۱۰۰	شرکت کننده بیمار ۷ (PD7)
۹۲/۸۵	۷۵	۷۵	۸۸/۸۸	شرکت کننده بیمار ۸ (PD8)
۸۶/۶۶	۵۰	۵۰	۷۸/۹۴	شرکت کننده بیمار ۹ (PD9)
۸۵/۱۶	۵۰	۵۰	۷۷/۱۲	شرکت کننده بیمار ۱۰ (PD10)
۹۰/۳۲	۷۵	۷۵	۸۶/۰۵	شرکت کننده بیمار ۱۱ (PD11)
۸۹/۶۴	۶۲/۵	۶۲/۵	۸۳/۷۷	شرکت کننده بیمار ۱۲ (PD12)
۹۳/۸	۸۰/۲	۸۰/۲	۹۰/۶	میانگین شرکت کننده ها



شکل ۹: تفاوت ارتفاع کوتاه‌ترین پرچم در عبور از موانع بلند و ارتفاع بلندترین پرچم در عبور از موانع کوتاه برای هر شرکت‌کننده و به‌طور مجزا برای پای چپ و راست

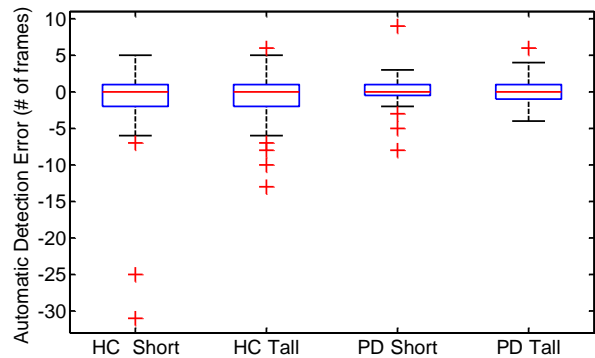
روش پیشنهادی در این مقاله به‌طور متوسط در تشخیص فعالیت عبور از موانع در افراد سالم به مقدار ۹۹/۵ درصد ویژگی و ۹۸/۴ درصد حساسیت دست یافته است که این موارد در مقاله آیچی و همکاران [۱۹] به ترتیب به ۹۷/۲۳ و ۱۰۰ درصد رسیده بود. بنابراین، الگوریتم پیشنهادی در مقایسه با این مقاله عملکردی تقریباً مشابه دارد. در روش پیشنهادی در مقایسه با [۱۹] عملکرد الگوریتم ارائه شده بر روی گروه‌های مختلف شرکت‌کننده سالم و بیمار پارکینسون صورت گرفته است و همچنین تعداد شرکت‌کنندگان نسبت به [۱۹] بیشتر است. همچنین در این در این مطالعه تأثیر ارتفاع موانع مختلف بر روی حرکت و استخراج اتوماتیک عبور از موانع در نظر گرفته شده است که نشان‌دهنده توانایی الگوریتم پیشنهادی برای تفکیک‌پذیری بین موانع کوتاه و بلند و در بیماران پارکینسون است که این موارد در تنها کار مشابه موجود [۱۹] انجام نگرفته است. نتایج مقایسه در جدول ۳ آورده شده است.

۴- بحث و نتیجه‌گیری

این مقاله برای تشخیص اتوماتیک زمان عبور از روی موانع روشی مبتنی بر موجک با استفاده از داده‌های زوایای آناتومیکی ارائه می‌دهد. نتایج به‌دست‌آمده نشان داد که عملکرد این الگوریتم، از لحاظ معیار ارزیابی صحت، به‌طور میانگین برای گروه شرکت‌کنندگان سالم و بیمار پارکینسون به ترتیب ۹۸/۵ و ۹۰/۶ می‌باشد. اگرچه میزان صحت در بیماران پارکینسون پائین‌تر از افراد سالم است ولی در هر دو گروه قابل‌قبول به نظر می‌رسد. لازم به ذکر است که این اولین بار است که در گروه بیماران پارکینسون که در معرض خطر بالاتری از سقوط قرار دارند چنین بررسی انجام می‌پذیرد.

این الگوریتم می‌تواند در دستگاه‌های پایش مداوم در گروه‌هایی از افراد که در معرض سقوط قرار دارند، از جمله گروه مذکور، مورد استفاده قرار گرفته و تعداد مواجهه با این موانع و احیاناً کیفیت عبور از موانع را در این افراد به‌صورت عینی ثبت و مورد بررسی قرار دهد.

بررسی الگوریتم پیشنهادی نشان داده این الگوریتم قابلیت تشخیص ارتفاع موانع را نیز دارد و غیر از موارد معدودی، حداقل برای هر فرد،



شکل ۸: خطا در تشخیص زمان عبور از روی مانع با واحد تعداد فریم توسط الگوریتم پیشنهادی به همراه دسته‌بندی این خطا در قالب عبور از موانع کوتاه و بلند و در گروه‌های شرکت‌کننده سالم و بیمار قابلیت دیگری که الگوریتم پیشنهادی می‌تواند داشته باشد، تشخیص اتوماتیک ارتفاع موانع است. با توجه به خصوصیت ذاتی الگوریتم پیشنهادی، ارتفاع پرچم‌های تولید شده با توجه به افزایش ارتفاع موانع (افزایش پیک در داده‌های زاویه آناتومیکی) افزایش می‌یابد. جهت بررسی امکان یافتن مقدار آستانه‌ای که بتوان برای همه افراد در جداسازی پرچم‌های مربوط به موانع کوتاه و بلند مورد استفاده قرار داد، مقایسه‌ای انجام شد که نتیجه آن در شکل ۹ دیده می‌شود. در این مقایسه، برای هر فرد و برای هر یک معیار به‌صورت تفاوت ارتفاع کوتاه‌ترین پرچم در عبور از موانع بلند و ارتفاع بلندترین پرچم در عبور از موانع کوتاه به دست آمد.

همان‌گونه که در شکل ۹ ملاحظه می‌شود، در افراد سالم و در پای چپ بیشترین / واضح‌ترین تفاوت دیده می‌شود. به‌عبارت‌دیگر در پای چپ افراد سالم پرچم‌های مربوط به موانع کوتاه و بلند به‌طور متوسط ۵۴۵ واحد تفاوت داشته‌اند. این مقدار تفاوت برای پای راست افراد سالم ۳۰۷ واحد و برای شرکت‌کنندگان بیمار پارکینسون به ترتیب ۹۲ و ۳ واحد برای پای چپ و راست بوده است.

جدول ۳: جدول مقایسه معیارهای ارزیابی

معیار مورد استفاده	مقدار متوسط برای شرکت‌کننده سالم	مقدار متوسط برای شرکت‌کننده بیمار پارکینسون	مقدار متوسط برای شرکت‌کنندگان سالم در [۱۹]
صحت	۹۸/۵	۹۰/۶	--
حساسیت	۹۹/۳	۸۰/۲	۱۰۰
دقت	۹۸/۴	۸۰/۲	--
ویژگی	۹۹/۵	۹۳/۸	۹۷/۲۳

- [14] V.-R. Heli, A. Rauhala, and L. Fagerström, "Person-centered home-based rehabilitation for persons with Parkinson's disease – a scoping review," *Int. J. Nurs. Stud.*, p. 103395, 2019.
- [15] E. Twardzik *et al.*, "What features of the built environment matter most for mobility? Using wearable sensors to capture real-time outdoor environment demand on gait performance," *Gait Posture*, vol. 68, pp. 437–442, 2019.
- [16] C. Xu, J. He, X. Zhang, C. Wang, and S. Duan, "Template-Matching-Based Detection of Freezing of Gait Using Wearable Sensors," *Procedia Comput. Sci.*, vol. 129, pp. 21–27, 2018.
- [17] S. Rezvanian and T. E. Lockhart, "Towards real-time detection of freezing of gait using wavelet transform on wireless accelerometer data," *Sensors (Switzerland)*, vol. 16, no. 4, 2016.
- [18] D. Patashov *et al.*, "Methods for Gait Analysis During Obstacle Avoidance Task," *Ann. Biomed. Eng.*, 2019.
- [19] F. S. Ayachi, H. P. Nguyen, C. Lavigne-Pelletier, E. Goubault, P. Boissy, and C. Duval, "Wavelet-based algorithm for auto-detection of daily living activities of older adults captured by multiple inertial measurement units (IMUs)," *Physiol. Meas.*, vol. 37, no. 3, pp. 442–461, 2016.
- [20] A. B.K., W. A.M., and K. D.B., "An introduction to wavelet transforms for chemometricians: A time- frequency approach," *Chemom. Intell. Lab. Syst.*, vol. 37, no. 2, pp. 215–239, 1997.
- [21] P. Addison, J. Walker, and R. Guido, "Time - Frequency analysis of biosignals," *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol. 28, no. 5, pp. 14–29, 2009.

سپاسگزاری

نویسندگان مراتب قدردانی خود را از وقت و تلاش‌های داوطلبان شرکت کننده مرکز اختلالات حرکتی در مرکز علوم سلامت لندن، و همچنین مرکز تحقیقات سالمندی دانشگاه یوکوام در مونترال کانادا و همچنین از محققین لین ژو، مارگو بلاموتیه، کاترین لاولین پلتیه ابراز می‌دارند.

مراجع

- [1] C. Fagerström and G. Borglin, "Mobility, functional ability and health-related quality of life among people of 60 years or older Aging Clinical and Experimental Research," *Aging Clin Exp Res*, vol. 22, no. 5, pp. 387–394, 2010.
- [2] M. Forhan and S. V. Gill, "Obesity, functional mobility and quality of life," *Best Pract. Res. Clin. Endocrinol. Metab.*, vol. 27, no. 2, pp. 129–137, 2013.
- [3] S. R. Lord, J. A. Ward, P. Williams, and K. J. Anstey, "An epidemiological study of falls in older community-dwelling women: the Randwick falls and fractures study," *Aust. J. Public Health*, vol. 17, no. 3, pp. 240–245, 1993.
- [4] M. J. D. Caetano, S. R. Lord, D. Schoene, P. H. S. Pelicioni, D. L. Sturnieks, and J. C. Menant, "Age-related changes in gait adaptability in response to unpredictable obstacles and stepping targets," *Gait Posture*, vol. 46, pp. 35–41, 2016.
- [5] S. C. Huang, T. W. Lu, H. L. Chen, T. M. Wang, and L. S. Chou, "Age and height effects on the center of mass and center of pressure inclination angles during obstacle-crossing," *Med. Eng. Phys.*, vol. 30, no. 8, pp. 968–975, 2008.
- [6] S. Amatachaya, W. Pramodhyakul, and K. Srisim, "Failures on obstacle crossing task in independent ambulatory patients with spinal cord injury and associated factors," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 96, no. 1, pp. 43–48, 2015.
- [7] F. Feuvrier *et al.*, "Inertial measurement unit compared to an optical motion capturing system in post-stroke individuals with foot-drop syndrome," *Ann. Phys. Rehabil. Med.*, no. 2018, 2019.
- [8] R. Vitorio *et al.*, "Disease severity affects obstacle crossing in people with Parkinson's disease," *Gait Posture*, vol. 40, no. 1, pp. 266–269, 2014.
- [9] L. Alcock, B. Galna, J. M. Hausdorff, S. Lord, and L. Rochester, "Gait & Posture Special Issue: Gait adaptations in response to obstacle type in fallers with Parkinson's disease," *Gait Posture*, vol. 61, no. January, pp. 368–374, 2018.
- [10] V. A. I. Pereira *et al.*, "Parkinson's patients delay fixations when circumventing an obstacle and performing a dual cognitive task," *Gait Posture*, vol. 73, pp. 291–298, 2019.
- [11] L. A. Schrodt, V. S. Mercer, C. A. Giuliani, and M. Hartman, "Characteristics of stepping over an obstacle in community dwelling older adults under dual-task conditions," *Gait Posture*, vol. 19, no. 3, pp. 279–287, 2004.
- [12] E. L. Stegelmüller, T. A. Buckley, C. Pitsikoulis, E. Barthelemy, R. Roemmich, and C. J. Hass, "Postural instability and gait impairment during obstacle crossing in parkinson's disease," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 93, no. 4, pp. 703–709, 2012.
- [13] Y. H. Liu, M. Y. Kuo, R. M. Wu, Z. Y. Chen, and T. W. Lu, "Control of the Motions of the Body's Center of Mass and End-Points of the Lower Limbs in Patients with Mild Parkinson's Disease During Obstacle-Crossing," *J. Med. Biol. Eng.*, vol. 38, no. 4, pp. 534–543, 2018.

زیر نویس‌ها

¹Freezing of Gait (FoG)

²Inertial Motion Unit

³Timed Up and Go Test

⁴Continuous Wavelet Transform

⁵Flexion/Extension

⁶True Positive

⁷True Negative

⁸False Positive

⁹False Negative

¹⁰Accuracy

¹¹Sensitivity

¹²Precision

¹³Specificity