مقاله پژوهشی

مجله ماشین‌بینایی و پردازش‌تصویر
سال نهم، شماره دوم، تابستان ۱۴۰۱

شناسایی اختلال راه رفتن افراد مبتلا به ناتوانی حرکتی مفصل زانو با استفاده از سیستم فازی

اسمعیل خالقی[۱]، هادی سلطانی‌زاده[۲] و معصومه قلیزاده[۳]

چکیده

اختلال در راه رفتن یک مشکل شایع در جامعه است که می‌تواند به‌عنوان یک آسیب، زندگی فرد را محدود کند. تشخیص صحیح و سریع این اختلال می‌تواند به روند بهبود و درمان کمک کند، ازاین‌رو همواره پژوهش‌هایی انجام‌شده است که بر مبنای آن پزشک بتواند یک برنامه درمانی مناسب برای بیمار در نظر بگیرد.

در این پژوهش از یک حسگر کینکت که قابلیت شناسایی ۲۵ نقطه از نقاط آناتومیکی بدن فرد را دارد به‌منظور دریافت و ثبت داده استفاده‌شده است، بر مبنای اطلاعات سه بعدی به دست آمده از ۲۵ نقطه، تعداد ۸ ویژگی استخراج شد که نتایج نشان داده‌است تعداد ۷ ویژگی استخراج شده، تفکیک پذیری بهتری داشتند. راهکار موردنظر بر مبنای سیستم فازی تعریف‌شده که یک گروه پزشکی به عنوان خبره در این سیستم همکاری می‌نمایند. تعداد شرکت‌کنندگان ۹۰ نفر می‌باشد که در گام اول از مجموع داده های ۵۰ نفر بیمار حرکتی و ۴۰ نفر افراد سالم، از داده‌ی ۴۵ نفر برای استخراج قواعد فازی برمبنای نظرات خبرگان استفاده شد همچنین برای اینکه در ساخت مدل بایاس کمتری اتفاق بیوفتد از روش k-fold در دسته بندی داده ها استفاده شده است.در گام دوم از داده‌ی ۴۵ نفر دیگر برای ارزیابی سیستم پیشنهادی استفاده گردید. خروجی‌های حاصل از صحت‌سنجی سیستم فازی نشان می‌دهد که بر مبنای ۷ ویژگی تعریف‌شده و قواعد ساخته در سیستم فازی، دقت، گزارش‌شده ۹۵ درصد است.

کلیدواژه‌ها

شناسایی، اختلال در راه رفتن، حسگر کینکت، سیستم فازی

۱ مقدمه

اختلالات راه رفتن یک بیماری شایع و به معنای عدم تعادل در سیستم حرکتی است، این اختلال به‌طور قابل‌توجهی می‌تواند از طریق سقوط و یا افتادن افراد در حین انجام امور روزانه میزان مرگ‌ومیر را افزایش دهد و حتی ممکن است نشانه‌ی یک بیماری دیگر باشد که در سیستم عصبی فرد رخ‌داده و به صورت اختلالات در حین راه رفتن نمایان شده باشد. میزان شیوع این بیماری به‌گونه‌ای است که در افراد بالای ۶۰ سال به ازای هر ۳ نفر یک نفر دچار اختلال در راه رفتن است.

اختلال در راه رفتن از عواملی مختلفی سرچشمه می‌گیرد ازجمله: عوامل ژنتیکی که فرد از ابتدای تولد به آن دچار بوده، عوامل محیطی مانند تصادف و یا حوادث دیگری که منجر به آسیب دیدن اعضای درگیر در حرکت است و یا حتی اختلال در سیستم عصبی فرد باشد. یکی از مهم‌ترین عواملی که باعث ایجاد این اختلال می‌شود عدم هماهنگی بین عضلات درگیر به هنگام راه رفتن است.

بر مبنای پژوهش های موجود، اگر بتوان از ویژگی های بدن در حین راه رفتن اطلاعاتی استخراج کرد ، این داده ها برای شناسایی اختلالات مختلفی در حین راه رفتن بسیار موثر هستند. در واقع، افرادی که دچار اختلال در راه رفتن هستند، سرعت گام،

این مقاله در اردیبهشت‌ماه ۱۳۹۹ دریافت، در مردادماه بازنگری و در شهریورماه همان سال پذیرفته شد.

[۱] کارشناس ارشد مهندسی پزشکی، دانش‌آموخته دانشکده فناوری‌های نوین، دانشگاه سمنان
رایانامه: eskhaleghi2879@gmail.com
[۲] دانشکده برق وکامپیوتر، دانشگاه سمنان
رایانامه: h_soltanizadeh@semnan.ac.ir
[۳] دانشجوی دکتری هوش مصنوعی، دانشکده برق وکامپیوتر، دانشگاه سمنان
رایانامه: masoume_gholizade@semnan.ac.ir

نویسنده مسئول: هادی سلطان‌زاده

DOR: 20.1001.1.23831197.1401.9.2.3.6

طول گام، عرض گام، ارتفاع گام واریانس حرکت گردن و غیره با افراد سالم متفاوت است. درنتیجه تجزیه‌وتحلیل راه رفتن می‌تواند به بهبود کیفیت زندگی کمک شایانی نماید مخصوصا افرادی که که دچار اختلال حرکتی در راه رفتن هستند.

ناتوانی حرکتی مفصل زانو یک بیماری تخریب فرسایشی است که در آن غضروف اطراف مفصل به‌آرامی فرسوده می‌شود و باعث درد، تورم، سفتی عضله در هنگام حرکت می‌شود. طبق نتایج سازمان بهداشت جهانی[1] (WHO) ۲۸ درصد از جمعیت بالای ۶۰ سال جهان تحت تأثیر بیماری ارتورز قرار می‌گیرند که موجب محدود شدن فعالیت‌های روزمره آن‌ها می‌گردد. بر مبنای گزارش آمار جهانی بیماری[2] (GBD) در سال ۲۰۱۰ شیوع آرتروز ۶۴ درصد نسبت به سال ۱۹۹۰ که ۳,۶۴ درصد بوده، افزایش‌یافته است. در ایران به گزارش انجمن روماتولوژی آرتروز زانو شایع‌ترین بیماری مفصلی است که در حدود ۲۰ درصد افراد بالای ۵۰ سال کشور به این بیماری مبتلا هستند.

ازاین‌روی شناسایی بیماران مبتلابه اختلال حرکتی در مفصل زانو یک امر ضروری تلقی می‌شود. تشخیص صحیح بیماران دچار اختلالات حرکتی می‌تواند به ارائه‌ی یک برنامه درمانی مناسب کمک کند، علاوه بر این در برخی افراد این اختلال به‌صورت بارز ظاهر نمی‌شود اما استفاده از روش پیشنهادی این پژوهش، میزان شناسایی را افزایش میدهد زیرا با استفاده از حسگر کینکت[3] میتوان به اطلاعات ۲۵ نقطه اناتومیکی بدن دسترسی پیدا نمود[1].

اندازه‌گیری پارامترهای راه رفتن در گذر زمان، مانند چرخه گام، عرض گام، طول گام و زاویه‌های مفاصل اندام‌های تحتانی، برای تجزیه‌وتحلیل راه رفتن انسان بسیار مهم هستند. این پارامترها برای اهداف مختلفی ازجمله بازنمایی بیماری‌های مختلف، کمی سازی اثربخشی توان‌بخشی و همچنین بررسی تأثیر حمل میزان بار استفاده‌شده‌اند[2]، ازاین‌روی پژوهش جاری بر مبنای این نوع پارامترهای تعریف‌شده روشی را ارائه می‌دهد.

روش پیشنهادی پژوهش جاری، می‌تواند به داشتن یک جامعه‌ی پویا و سالم کمک کند زیرا هرچه شناسایی زودتر و صحیح‌تر انجام پذیرد برنامه درمانی با دقت بیشتری برای بیماران توسط گروه پزشکی در نظر گرفته می‌شود.

سیستم‌های شناسایی فعلی که در مراکز تخصصی مورداستفاده قرار می‌گیرند دارای هزینه و پیچیدگی‌های مخصوص به خود می‌باشند. استفاده از حسگر کینکت به‌منظور کنترل و بررسی میزان اختلال در راه رفتن، نسبت به سایر سیستم‌های موجود هزینه و پیچیدگی کمتری دارد علاوه بر آن کیفیت بالاتری در ثبت فعالیت‌ها و
بازخورد دارد، درنتیجه شاخص‌های کیفی و کمی را با دقت بیشتری در مورد فرد بیمار نشان می‌دهد.

در این پژوهش، با استفاده از یک حسگر کینکت نسخه ۲ و طراحی یک سیستم نرم‌افزاری بر مبنای زبان دلفی به جمع‌آوری اطلاعات افراد شرکت‌کننده و تجزیه‌وتحلیل پارامترهای قابل‌اندازه‌گیری در حین راه رفتن پرداخته‌شده است؛ در ادامه برمبنای داده‌های جمع‌آوری‌شده با استفاده از یک سیستم فازی به شناسایی و دسته‌بندی افراد دارای اختلال راه رفتن از افراد سالم پرداخته می‌شود، ادامه‌ی پژوهش بر مبنای ساختار زیر استوار است:

در بخش ۲ به ارائه‌ی مختصری از کارهای انجام‌شده درزمینهٔ شناسایی اختلال راه رفتن و همچنین استفاده از حسگر کینکت به‌عنوان یک ابزار شناسایی مطالبی ذکرشده است سپس در ادامه، در بخش سوم، روش پیشنهادی و همچنین به نحوه‌ی جمع‌آوری، پیش‌پردازش داده‌ها و استخراج ویژگی‌های موردنظر پرداخته‌شده است. در انتها، در بخش ۴ نتایج حاصل از شناسایی و دسته‌بندی به‌صورت کمی و همچنین در قالب نمودارهایی تشریح می‌شود.

۲ پیشینه

در این بخش کارهای اخیر مرتبط انجام‌شده از دو دیدگاه متفاوت توصیف و تشریح شده است، دیدگاه اول شناسایی اختلال راه رفتن ناشی از ناتوانی حرکتی مفصل زانو و دیدگاه دوم استفاده از حسگر کینکت برای تحلیل راه رفتن می‌باشد:

۲-۱ شناسایی اختلال راه رفتن ناشی از ناتوانی حرکتی در مفصل زانو

راه رفتن یک فعالیت روزمره زندگی و درعین‌حال بسیار پیچیده است که ویژگی‌ها منحصربه‌فردی از ساختار فیزیولوژیکي و بدني شخص ارائه می‌دهد. این فعالیت شامل هماهنگی بین سیستم عصبی، عضلانی است. الگوی حرکت یک فرد به‌شدت تحت تأثیر سن، شخصیت و حالت قرار دارد. علاوه بر این، عوامل فردی - اجتماعی نقش مهمی را ایفا می‌کنند: به‌عنوان‌مثال، افرادی که در شهرهای بزرگ زندگی می‌کنند نسبت به کسانی که در مناطق روستایی زندگی می‌کنند، سریع‌تر راه می‌روند[3] ،[4].

شیوع اختلال درراه رفتن و عدم تعادل به‌طور قابل‌توجهی در سنین بین ۶۰ تا ۶۹ سال به میزان ده درصد و در سنین ۸۰ سال به بیش از ۶۰ درصد افزایش می‌یابد. اختلالات گیت[4] ممکن است به‌شدت بر کیفیت زندگی تأثیر بگذارد و استقلال فردی افراد آسیب‌دیده را محدود کن[5] .

بی و همکارانش در پژوهش [6] بر مبنای برخی از پارامترهایی که از شرکت‌کنندگان در حین راه رفتن اقتباس‌شده کردند ، به شناسایی و بررسی اختلالات در حین راه رفتن پرداخته‌شده است.

[1] World Health Organization
[2] Global Burden of Disease
[3] Kinect
[4] Gait

۲-۲ استفاده از حسگر کینکت

فناوری‌های مرتبط با توان‌بخشی در سال‌های گذشته به‌طور چشمگیری افزایش‌یافته است. توانایی و مقرون‌به‌صرفه بودن فناوری مهم است. حسگرهای مراقبت بهداشتی درحال‌توسعه هستند و اخیراً توانایی آن‌ها برای کشف حتی کوچک‌ترین حرکت باعث شده که جذاب‌تر باشند.

حسگرها قادر به نظارت خودکار و اندازه‌گیری پارامترهای مرتبط با سلامتی می‌باشند. آن‌ها قادر به تشخیص، درمان و نظارت بر بیمار و ارائه علائم اولیه زودهنگام برای مشکلات بالقوه به پزشکان هستند. آن‌ها همچنین می‌توانند بازخورد عینی بیشتری نسبت به یک متخصص بالینی ارائه دهند.

العباسی و همکارانش در پژوهش[9] از یک سیستم سنجش بر مبنای حسگر کینکت ، برای پایش وضعیت خواب، وضعیت بدنی و استخراج اطلاعات خواب استفاده می‌کنند. ثابت شد که ارزیابی با استفاده از کینکت می‌تواند اطلاعات مربوط به خواب را از بدن انسان فراهم کند. برای تشخیص و ردیابی حرکت بدن انسان در حال خواب از یک حسگر کینکت استفاده شد و همچنین از یک سیستم نرم افزاری بر مبنای زبان برنامه نویسی C++ استفاده شد تا اطلاعات بدست امده را تجزیه و تحلیل نماید.

تجزیه‌وتحلیل ویژگی‌های راه رفتن، اطلاعات مهمی را در طول درمان اختلالات عصبی ازجمله بیماری پارکینسون فراهم می‌کند. همچنین از آن برای مشاهده اثرات دارو و توان‌بخشی استفاده می‌شود. روش ارائه‌شده در پژوهشی دیگر توپا و همکارانش [10]، آشکارسازی خصوصیات راه رفتن منتخب توسط حسگر کینکت و حسگرهای عمق برای ردیابی حرکات در فضای سه‌بعدی است. این پژوهش به بررسی سه مجموعه از افراد مبتلابه پارکینسون، افراد سالم و دانش آموزان می‌پردازد. بخش روش‌شناختی این پژوهش شامل استفاده از روش‌های پردازش سیگنال دیجیتال برای استخراج اطلاعات بدست‌آمده از داده خام، بخش‌بندی فریم‌های ویدئو و استخراج ویژگی‌های راه رفتن است. الگوریتم پیشنهادی، روش‌هایی را برای تخمین طول گام و سرعت راه رفتن افراد با استفاده از داده‌های حسگر کینکت تشریح می‌کند. شخیص خودکار احساسات در بسیاری از برنامه‌ها حائز اهمیت است بااین‌حال برای نمایش کامل ارزش کاربردی شناسایی احساسات فناوری‌های قابل‌حمل باید توسعه داده شوند. حالت راه رفتن انسان می‌تواند جزئیات عاطفی و احساسات وی را مشخص کند. در پژوهشی دیگر [11] یک روش جدید برای شناسایی وضعیت احساسی از طریق شناسایی گام برداشتن انسان با استفاده از حسگر ارائه کرده است.

در پژوهشی دیگر دسجاردینس و همکارانش [12] اندازه‌گیری، ارزیابی و تجزیه‌وتحلیل راه رفتن به هنگام پیاده‌روی آهسته و سریع موردبررسی قرارگرفته است. هدف ارزیابی سرعت راه رفتن اشخاص بود.بنابراین ۲۲ داوطلب بزرگسال سالم، در این مطالعه شرکت کردند. متغیرهای راه رفتن فضایی و زمانی هر یک از شرکت‌کنندگان هم‌زمان با استفاده از GAITrite و سیستم Wi-GAT ثبت شد.

۳ روش

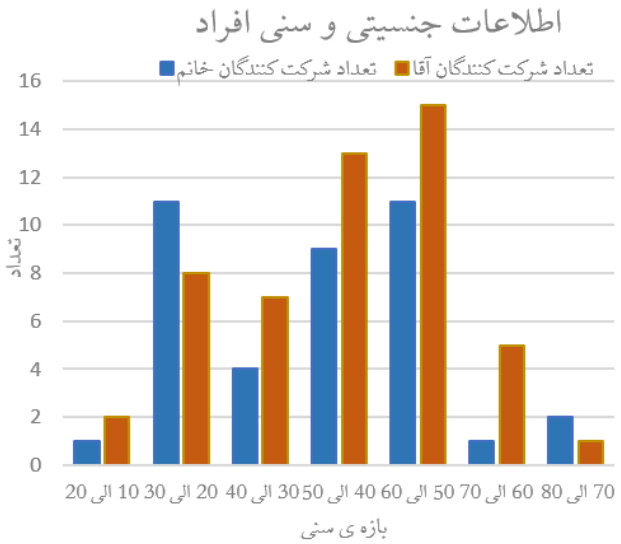
در این بخش به‌تفصیل از شرایط روش ارائه‌شده و نحوه اجرای و همچنین جمع‌آوری داده صحبت شده است. پژوهش جاری با استفاده از یک حسگر کینکت ارائه‌شده است و در رایانه برای ارتباط با حسگر و تجزیه و تحلیل اطلاعات از یک برنامه نرم افزاری استفاده شده است. شرکت‌کنندگان در یک مسیر مستقیم در جلوی دوربین حرکت کرده و داده‌ی حاصل از حرکت آن‌ها توسط کینکت دریافت و در اختیار سیستم قرار می‌گیرد.

۳-۱ شرکت‌کنندگان

در این پژوهش مجموعاً از ۹۰ شرکت‌کننده استفاده‌شده است که ۴۵ نفر به‌عنوان گام آموزش و اعلام نظر اولیه خبرگان و ۴۵ نفر شرکت‌کننده به‌عنوان ورودی سیستم در گام آزمودن مورد ارزیابی قرار می‌گیرند. در هر دو گام برای سیستم، از مجموع افراد ۲۰ نفر سالم و ۲۵ نفر دچار اختلال حرکتی در راه رفتن می‌باشند استفاده‌شده است.

برای اینکه میزان بایاس در دسته بندی داده ها کاهش یابد از روش k-fold استفاده شده است. در این روش داده ی اصلی در k زیر دسته ی جدا قرار میگیرد در ادامه مدل با k-1 دسته آموزش میبیند و با یک دسته ارزیابی میگردد و این روش kمرتبه تکرار میگردد. در این پژوهش با توجه به تعداد کم داده ها k برابر ۴ در نظر گرفته شده است. مجموعه داده‌های موردنظر در تابستان ۹۹ ایجادشده است همچنین مبنای تصمیم‌گیری برای سالم بودن و یا دچار اختلال حرکتی از طریق مجموعه‌ای از خبرگان است که همکاران پزشک متخصص و جراح استخوان می‌باشد، تعیین‌شده است. به هر یک از شرکت‌کنندگان یک جلسه آموزشی کوتاه‌مدت ارائه‌شده تا اطمینان حاصل شود که می‌توانند با راه رفتن در جلوی حسگر کینکت و در مسیر مستقیم سازگار باشند. از سیستم ردیابی حرکت راه رفتن بر مبنای کینکت به منظور جمع‌آوری داده‌های حرکت سه‌بعدی استفاده‌شده است.

هر شرکت‌کننده یک‌بار دست‌های خود را در جلوی حسگر بالا می‌برد تا همگام‌سازی توسط حسگر و ردیابی حرکت انجام گیرد. هر فرد دارای ۳ توالی تصویر در راه رفتن می‌باشد؛ راه رفتن با قرارگیری حسگر در جلو، راه رفتن با قرارگیری حسگر در پشت، راه رفتن روی تردمیل با قرارگیری حسگر در جلو. زاویه حسگر با هر شخص شرکت‌کننده صفر درجه می‌باشد. تمامی این ویدئوها در حالت راه رفتن عادی هر شخص ضبط‌شده‌اند، در شکل ۱ تفکیک سنی و جنسی افراد شرکت‌کننده در دو مرحله‌ی ساختن و ارزیابی سیستم فازی نمایش داده‌شده است.

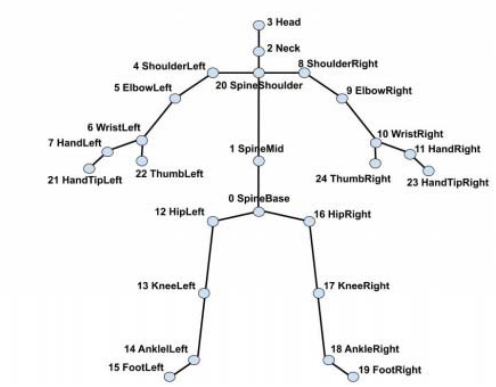


شکل ۱ مشخصات شرکت‌کنندگان

۳-۲ جمع‌آوری داده توسط حسگر کینکت

حسگر کینکت نسخه ۲ می‌تواند ۲۵ نقطه از نقاط آناتومیکی بدن فرد را شناسایی کند، این نقاط به‌صورت مختصر در شکل ۱ قسمت الف آورده شده‌اند. هنگام ضبط داده‌ها با استفاده از حسگر کینگ تصاویر عمق و تصاویر RGB و همچنین ۲۵ نقطه از موقعیت اسکلتی بدن فرد (تصاویر اسکلتی) در سه جهت محورهای x,y,z ذخیره و ثبت می‌شود؛ که از ۲۵ نقطه اسکلتی بدن فرد (تصاویر اسکلتی) به‌منظور شناسایی اختلال در بیماران دچار آسیب در مفصل زانو استفاده‌شده است. (فایل مورداستفاده txt می‌باشد).

درواقع حسگر کینکت شامل یک حسگر سه بعدی و یک حسگر عمق است که علاوه بر تصویر عمق یک اسکلت مجازی سه‌بعدی از بدن را نمایش می‌دهد؛ به همین دلیل در این پژوهش از حسگر کینکت استفاده شده است تا از نمایش اسکلت مجازی سه‌بعدی یک رویکرد نظارت‌شده‌ای ایجاد شود که بتوان به‌منظور استخراج ویژگی و پارامترهای راه رفتن در مفصل زانو استفاده‌شود. شکل ۲، ۲۵ نقطه از موقعیت اسکلتی بدن فرد و شکل ۳ نمایی از دوربین کینکت را نشان می‌دهد.



شکل ۲ ۲۵ نقطه از بدن در حسگر کینکت[13]

شکل ۳ حسگر کینکت پژوهش [14]

فرد بیمار در مقابل حسگر کینکت می‌ایستد و به‌منظور شناسایی دست خود را بالای سر می‌برد. با توجه به اینکه حسگر کینکت قادر به شناسایی و تشخیص همزمان ۶ فرد می‌باشد. به‌منظور تشخیص و شناسایی تنها یک فرد این کار انجام می‌گیرد تا داده‌های مربوط به شرکت‌کننده‌ی موردنظر ثبت و ذخیره گردد که این امر سبب می‌شود بتوان از این حسگر در محیط‌های نسبتاً شلوغ ثبت داده‌ی مناسبی انجام داد. بعد از تشخیص فرد شرکت‌کننده توسط حسگر کینکت فرد شروع به حرکت می‌کند. شکل 4 نمونه‌ای از یک بیمار را نشان می‌دهد که با استفاده از حسگر کینکت اطلاعات وی در حین راه رفتن جمع‌آوری می‌شود.

البته نیاز به توضیح است از هر فرد سه نوع آزمون مدل راه رفتن ثبت‌شده است: در مدل اول فرد رو به روی حسگر کینکت ایستاده و شروع به حرکت می‌کند دومین مدل فرد به‌صورت پشت به حسگر کینکت ایستاده و به سمت جلو حرکت می‌کند؛ و در سومین مدل ثبت حرکت راه رفتن فرد بر بروی تردمیل است. بعد از ثبت نتایج و پردازش مشخص‌گردید نتایجی که از مدل اول برای شناسایی اختلال درراه رفتن به‌دست‌آمده دقیق‌تر است زیرا از اهداف اولیه طراحی و ساخت حسگر کینکت ، استفاده تعاملی از آن برای بازی ها است.

شکل 4 نمونه ای ازنحوه‌ی جمع‌آوری اطلاعات بیمار در جلوی کینکت

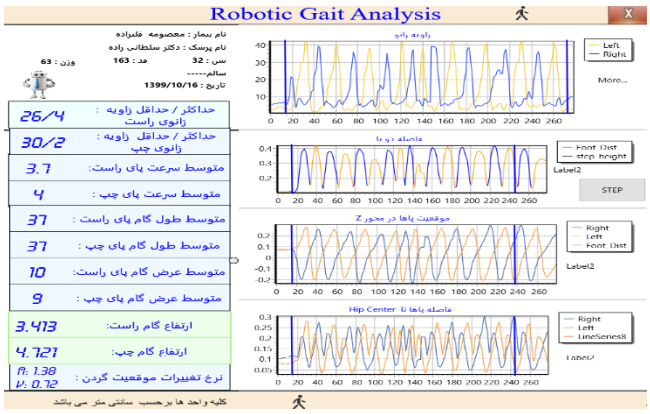
۳-۳ مراجع

روش ارائه‌شده در این پژوهش به‌گونه‌ای طراحی‌شده است که هنگامی‌که یک شرکت‌کننده بر روی یک مسیر مستقیم راه می‌رود تمامی داده‌های مربوط به نقاط آناتومیکی بدن به رایانه متصل شده ارسال می‌شود و توسط برنامه نوشته‌شده و از طریق پردازش ان شرکت‌کننده را قادر می‌سازد تا با آن تعامل داشته باشد و یک بازخورد لحظه‌ای را به وی ارائه نماید. داده‌های مربوط به عملگر فرد شرکت‌کننده قابلیت ذخیره‌سازی دارد که می‌تواند در دسترس پزشک برای ارائه‌ی یک برنامه درمانی مناسب قرار گیرد.

فرد در مسیر تعیین‌شده قرارگرفته و شروع به حرکت می‌کند بعد از مسافتی که فرد بیمار طی می‌کند ویژگی‌هایی حداکثر زاویه زانوی پای چپ و راست، حداقل زاویه زانوی پای چپ و راست، متوسط طول گام پای چپ و راست، متوسط سرعت حرکت پای چپ و راست، متوسط عرض گام پای چپ و راست تعیین می‌گردد. بر مبنای این ویژگی‌ها، پارامترهایی استخراج می‌شود که در افراد سالم و بیمار با یکدیگر متفاوت است ازاین‌رو به‌منظور تشخیص اختلال در راه رفتن مورداستفاده قرار می‌گیرند. این ویژگی‌ها به شرح و تفصیل در جدول ۱ آماده است همچنین نمایی از برنامه نوشته‌شده به زبان دلفی و استخراج ویژگی‌های مذکور در شکل 5 آمده است. این ویژگی‌های از بین ویژگی‌هایی انتخاب‌شده‌اند که باهم سازگار هستند و در پژوهش‌های مشابه انجام‌شده–[15] [19]، ازاین‌رو پس از ثبت پایگاه داده‌ها و پردازش‌های لازم بر روی آن به‌منظور دسته‌بندی و تفکیک بیماران دچار اختلال حرکتی از افراد سالم استفاده می‌شوند.

جدول ۱ -ویژگی‌های استخراج‌شده

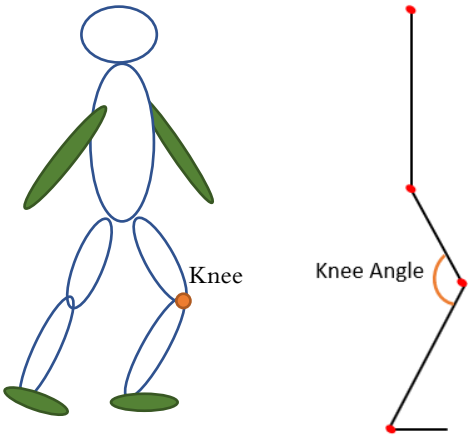
ویژگی	شرح
۱- تفاضل بیشینه زاویه زانوی پای راست و چپ بین افراد سالم و بیمار	بیشینه[1] زاویه‌ای که زانو در هنگام راه رفتن باز می‌شود. برای شرکت‌کنندگان سالم و بیمار برای هرکدام از پاهای چپ و راست ثبت می‌شود، سپس اختلاف آن به‌عنوان یک ویژگی ذخیره می‌شود. (شکل ۶)
۲- تفاضل کمینه زاویه پای راست و چپ بین افراد بیمار و سالم	کمینه[2] زاویه‌ای که زانو در هنگام راه رفتن باز می‌شود. برای شرکت‌کنندگان سالم و بیمار برای هرکدام از پاهای چپ و راست ثبت می‌شود، سپس اختلاف آن به‌عنوان یک ویژگی ذخیره می‌شود.
۳- تفاضل میانگین طول گام پای راست و چپ بین افراد سالم و بیمار	طول گام[3] پای راست و چپ برای هر شرکت‌کننده به‌صورت جداگانه محاسبه‌شده، سپس از مجموع راه رفتن هر فرد میانگین طول گام پای راست و چپ حساب می‌شود [20]. در انتها اختلاف میانگین طول گام پای راست و چپ هر شرکت‌کننده به‌عنوان یک ویژگی تعیین می‌گردد. این ویژگی در شکل ۷ نشان داده‌شده است.
۴- ارتفاع گام پای راست	ارتفاع گام به فاصله کف پای هر شخص از سطح زمین گفته می‌شود که در هنگام راه رفتن ایجاد می‌گردد که برای پای راست به‌عنوان یک ویژگی در نظر گرفته می‌شود.
۵- ارتفاع گام پای چپ	ارتفاع گام به فاصله کف پای هر شخص از سطح زمین گفته می‌شود که در هنگام راه رفتن ایجاد می‌گردد که برای پای چپ به‌عنوان یک ویژگی در نظر گرفته می‌شود.
۶-تفاضل ارتفاع گام پای راست و چپ بین افراد سالم و بیمار	اختلاف ارتفاع گام برای پای راست و چپ هر شرکت‌کننده به‌عنوان یک ویژگی در نظر گرفته می‌شود.
۷- طول گام پای راست و چپ	طول گام پای راست و چپ برای هر شرکت‌کننده به‌صورت جداگانه محاسبه‌شده، سپس از مجموع راه رفتن هر فرد طول گام پای راست و چپ حساب می‌شود.
۸- واریانس حرکت سر	تغییرات حرکت سر بین افراد سالم و بیمار است در این حالت در طی مسیر تعریف‌شده برای راه رفتن هر شرکت‌کننده، واریانس سر اندازه‌گیری شده و برای هر شرکت‌کننده نمایش داده می‌شود.



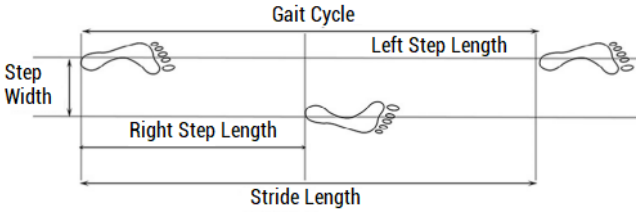
شکل 5 -مشخصات ثبت‌شده از یک شرکت‌کننده

[1] Maximum
[2] Minimum
[3] Step length

ویژگی‌های مذکور در جدول ۱ بر هر شرکت‌کننده تهیه و در یک فایل SQL ذخیره می‌شود تا در صورت نیاز پزشک بعدها نیز موردبررسی و ارزیابی بیشتر قرار گیرد، این امر سبب می‌شود یکی از نقاط قوت پژوهش ارائه‌شده این باشد که بتوان به داده به دو صورت آفلاین و آنلاین دسترسی پیدا کرد، درنتیجه میزان سازگاری با انواع مختلف الگوریتم‌های پردازشی بالا می‌رود.



شکل 6 زاویه زانو



شکل 7 طول گام پای راست و چپ[21]

پژوهش از نوع فازی ساز گوسی می‌باشد، علاوه بر این هر سیستم فازی شامل یک موتور استنتاج و یک نافازی ساز نیز می‌باشد.

در این پژوهش موتور استنتاج استفاده‌شده از نوع ضرب ممدانی می‌باشد و پایگاه قواعد نیز برمبنای قواعد اگر_آن‌گاه تشکیل‌شده است که یکی از بخش‌های اصلی در یک سیستم فازی می‌باشد. درواقع این پایگاه قواعد از دانش و تجربیات افراد خبره که در این پژوهش شامل یک دکتر متخصص جراحی زانو و یک پزشک متخصص ناتوانی حرکتی می‌باشد، ساخته‌شده است.

برای نافازی ساز سیستم نیز نافازی ساز های مختلفی بنا بر نیاز مسئله استفاده می‌شود، از شناخته‌شده‌ترین‌ها: نا فازی ساز مرکز ثقل، نا فازی ساز متوسط مراکز، نا فازی ساز ماکزیمم را می‌توان نام برد؛ که در این پژوهش از نا فازی ساز متوسط مراکز استفاده می‌شود.

بنابراین سیستم فازی مورداستفاده برای تشخیص افراد دچار اختلال حرکتی و سالم نیز شامل موتور استنتاج ضرب، فازی ساز گوسی، نا فازی ساز متوسط مراکز و قواعد فازی می‌باشد.

برای ارائه روش پیشنهادی در گام اول با مراجعه به کلینیک یک بیمارستان از میان تمام گروه‌های بیماران مبتلا به اختلال حرکتی تعداد ۲۵ نفر و از میان افرادی که سلامتی آن‌ها توسط پزشک (فرد خبره) تأییدشده بود ۲۰ نفر انتخاب‌شده‌اند. تعداد تقریباً ۴۰۰ فریم در ثانیه از راه رفتن افراد ذخیره‌شده است که برای هر فرد ۷ ویژگی استخراج می‌شود. از میان داده‌های موجود برای افراد بیمار و سالم توسط پزشک (فرد خبره) تعداد ۵ قاعده برای فرد بیمار و ۵ قاعده برای فرد سالم در نظر گرفته شد که این قاعدها می‌توانند تعیین‌کننده سالم یا بیمار بودن فرد باشد.

ازاین‌رو قاعده فازی گوسی در این پژوهش برای هفت ویژگی یعنی k =۷ تعریف‌شده به‌صورت رابطه ۱ درمی‌آید:

۳-۴ استفاده از روش‌های فازی برای شناسایی در روش پیشنهادی

در استفاده از روش‌های تشخیص و دسته‌بندی الگوریتم‌های مختلفی ازجمله الگوریتم‌های یادگیری ماشین مانند نایو بیز[1]، ماشین بردار پشتیبان[2] و درخت تصمیم[3] وجود دارد اما ازآنجایی‌که پزشکان همکار نظرات خود را به‌صورت کیفی بیان می‌کنند در این پژوهش از سیستم فازی استفاده‌شده است.

فازی سازها از اجزای کلیدی یک سیستم فازی می‌باشند که درواقع مسئول ایجاد توابع عضویت هستند، سه نمونه از فازی سازهای شناخته‌شده: فازی ساز گوسی، فازی ساز مثلثی و منفرد می‌باشد.. فازی ساز باید متناسب انتخاب شود تا بتواند محاسبات مربوط به موتور استنتاج را ساده کند، همچنین این قابلیت را داشته باشد تا از نویز ورودی جلوگیری نماید. فازی ساز مورداستفاده در این

$$f(x) = \frac{\sum_{l=0}^{Rules} y_l * e^{-\frac{(x[0]-x[0])^2}{\sigma^2}} * \dots * e^{-\frac{(x[6]-x[6])^2}{\sigma^2}}}{\sum e^{-\frac{(x[0]-x[0])^2}{\sigma^2}} * \dots * e^{-\frac{(x[6]-x[6])^2}{\sigma^2}}} \quad (۱)$$

که در آن $f(x)$ بیانگر میزان عضویت عنصر x به مجموعه فازی A است. درجه عضویت بین صفر و یک می‌باشد و درجه عضویت صفر به معنای عدم حضور عضو در مجموعه و درجه عضویت یک به معنای حضور کامل عضو در مجموعه است. اگر $x^* \in U$ مقدار حقیقی داشته باشد آنگاه فازی ساز این داده را به مجموعه فازی A' در فضای U نگاشت می‌کند. σ پارامتری ثابت است که مقدار آن را برابر با یک در نظر می‌شود .به‌این‌ترتیب که برای ویژگی‌های استخراج‌شده قواعد فازی به شرح زیر است:

برای گروه افراد سالم $y = 1$ در نظر گرفته می‌شود:

$$Rule(1): \ if \quad x_1=f_{1,1} \quad \& \quad x_2=f_{1,1} \ \& \dots \& \quad x_7=f_{1,7}$$
$$then \ y = 1$$

[1] Naïve Bayes
[2] Support Vector Machine
[3] Decision Tree

$$Rule(2):\ if\ \ x_1=f_{2,1}\ \&\ x_2=f_{2,1}\ \&\ \dots\ \&\ \ x_7=f_{2,7}\ then\ y=1$$

.

.

$$Rule(5):\ if\ \ x_1=f_{5,1}\ \&\ x_2=f_{5,1}\ \&\ \dots\ \&\ \ x_7=f_{5,7}\ then\ y=1$$

برای گروه افراد مبتلا به اختلال حرکتی $y=-1$ در نظر گرفته می‌شود:

$$Rule(1):\ if\ \ x_1=f_{1,1}\ \&\ x_2=f_{1,2}\ \&\ \dots\ \&\ x_7=f_{1,7}\ then\ y=-1$$

$$Rule(2):\ if\ \ x_1=f_{2,1}\ \&\ x_2=f_{2,2}\ \&\ \dots\ \&\ \ x_7=f_{2,7}\ then\ y=-1$$

.

.

$$Rule(5):\ if\ \ x_1=f_{5,1}\ \&\ x_2=f_{5,2}\ \&\ \dots\ \&\ \ x_7=f_{5,7}\ then\ y=-1$$

که در روابط بالا x بیانگر تعداد ویژگی‌ها، $Rule(i)$ نشان‌دهنده‌ی قاعده‌ی i ام و $f_{i,j}$ بیانگر قاعده i ام از ویژگی j ام می‌باشد، سپس در انتهای سیستم فازی پیشنهادی برای تولید خروجی از یک نا فازی ساز استفاده می‌شود. نا فازی ساز خروجی سیستم فازی را به‌منظور برقراری ارتباط با سیستم‌های واقعی به حالت عادی برمی‌گرداند، درواقع می‌توان گفت واسطه‌ای است که خروجی موتور استنتاج را به مقادیر غیر فازی تبدیل می‌کند.

پس از ساختن یک سیستم فازی مطمئن نوبت به ارزیابی و آزمون آن می‌رسد که در مرحله دوم از ۴۵ شرکت‌کننده‌ی داوطلب دیگر به‌عنوان ورودی سیستم برای ارزیابی سیستم پیشنهادی استفاده می‌شود . خروجی حاصل از پیاده‌سازی سیستم در طراحی‌شده بر روی ۴۵ نفر بیمار در بخش بعدی در قالب نمودارهایی بیان می‌شود و نشان می‌دهد که انتخاب ویژگی مناسب و روش پیشنهادی صحیح منجر به شناسایی با دقت بالا شده است.

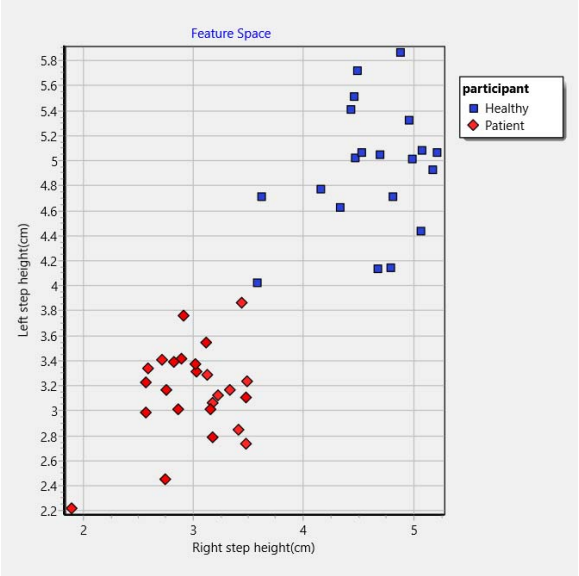
در بسیاری از پژوهش‌ها از یک پنجم تا یک‌سوم داده‌ها (شرکت‌کنندگان) برای ارزیابی و بررسی سیستم پیشنهادی استفاده می‌شود، اما خروجی مناسب سیستم پیشنهادی این پژوهش سبب شد که این مقدار به یک‌دوم افزایش یابد.

۴ روش

در این بخش ابتدا نتایج حاصل از فازی سازی بر روی گروه اول شرکت‌کنندگان در قالب نمودارهایی آورده شده است، سپس در ادامه گروه دوم شرکت‌کنندگان، به‌عنوان ورودی سیستم فازی پیشنهادی قرار داده‌شده و بر مبنای ویژگی‌های تعریف‌شده میزان دقت و صحت شناسایی در قالب شاخص‌هایی نمایش داده می‌شود.

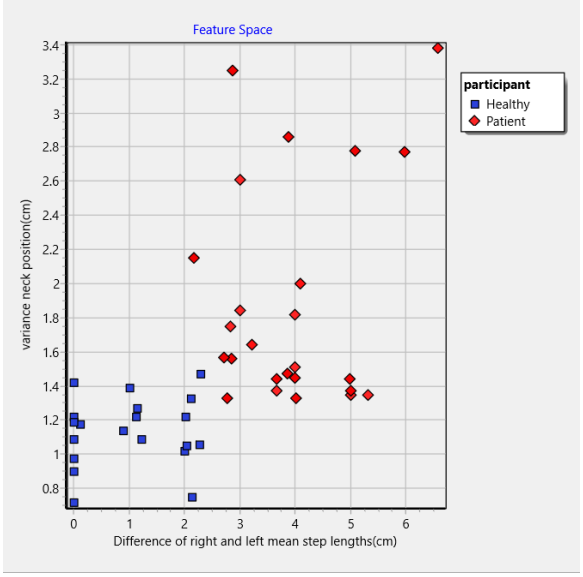
از آنجایی تعداد قواعد برابر با ۱۰ می‌باشد، در ادامه تعدادی نمودار توصیف‌شده که نشان‌دهنده‌ی نتایج حاصل از سیستم فازی بر روی هر جفت ویژگی می‌باشد. در این نمودار نقاطی که با رنگ آبی مشخص است، نشان‌دهنده‌ی افرادی سالم و همچنین نقاط قرمزرنگ نشان‌دهنده‌ی افرادی است که در حین راه رفتن دچار اختلالات حرکتی می‌باشند .

در شکل 8 محور افقی ویژگی ارتفاع گام پای راست برحسب سانتی‌متر و محور عمودی ویژگی ارتفاع گام پای چپ نیز برحسب سانتی‌متر می‌باشد. نقاط آبی‌رنگ نشان‌دهنده افراد سالم و نقاط قرمز نشان‌دهنده افراد بیمار می‌باشد که به‌صورت کاملاً تفکیک‌شده و ملموس قابل‌مشاهده است. این نمودار نشان می‌دهد افرادی که در راه رفتن دچار اختلال حرکتی هستند در حین راه رفتن با ارتفاع کمتری پای چپ و راست خود را بالا می‌آورند.



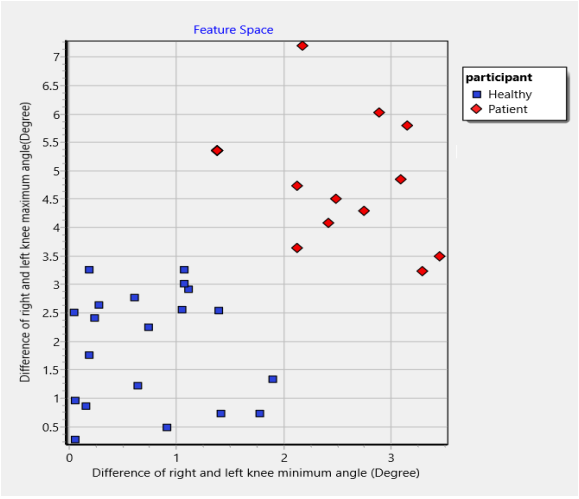
شکل ۸ ویژگی ارتفاع گام پای راست و ارتفاع گام پای چپ

در شکل ۹ محور افقی ویژگی اختلاف بین میانگین طول گام پای چپ و راست برحسب سانتی‌متر و محور عمودی واریانس حرکت گردن برحسب سانتی‌متر می‌باشد. نقاط آبی‌رنگ نشان‌دهنده افراد سالم و نقاط قرمز نشان‌دهنده افراد بیمار می‌باشد که قابلیت تفکیک به صورتی بصری مشهود است. بر مبنای این نمودار افرادی که دارای اختلال راه رفتن هستند در حین راه رفتن با تغییرات بیشتری گردن و درنتیجه سر خود را حرکت می‌دهند علاوه بر این افرادی که به‌عنوان فرد سالم توسط پزشک معرفی‌شده‌اند اختلاف بسیار اندکی بین طول گام پای راست و چپ خود دارند این بدان معناست که به‌طور متوسط در حین گام برداشتن پای چپ و راست عملکرد یکسانی دارد.



شکل ۹ ویژگی واریانس حرکت گردن بر مبنای تفاضل میانگین طول گام پای چپ و راست

در ادامه شکل ۱۰ نیز محور افقی ویژگی اختلاف کمینه زاویه‌ی زانوی پای راست و چپ و محور عمود ویژگی بیشینه زاویه‌ی زانوی پای راست و چپ برحسب درجه می‌باشد. این نمودار نشان می‌دهد که زاویه‌ی زانوی افراد سالم در حین راه رفتن تقریباً به‌صورت متناسب باز می‌شود درحالی‌که افرادی دچار اختلال راه رفتن هستند میزان زاویه‌ی باز و بسته شدن زانویشان در پای چپ و راست اختلاف شایانی دارد.

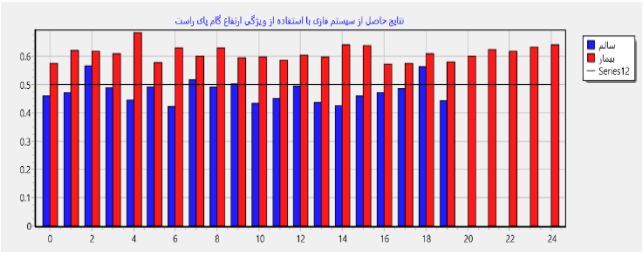


شکل ۱۰ ویژگی اختلاف بیشینه زاویه‌ی زانوی پای راست و چپ بر مبنای کمینه زاویه‌ی زانوی پای راست و چپ

در نمودارهای بالای مرز جداسازی افراد دچار اختلال راه رفتن از افرادی که سالم هستند به‌صورت ملموس کاملاً مشخص است و این نشان می‌دهد سیستم فازی و قواعدی که بر مبنای نظر گروه پزشکی ارائه‌شده است از قدرت تفکیک‌پذیری خوبی برخوردار بوده، حال در ادامه به‌منظور آزمون میزان صحت و دقت سیستم فازی ارائه‌شده از ۴۵ نفر شرکت‌کننده گروه دوم به به‌عنوان ورودی سیستم فازی ساخته‌شده در مرحله‌ی اول استفاده می‌شود.

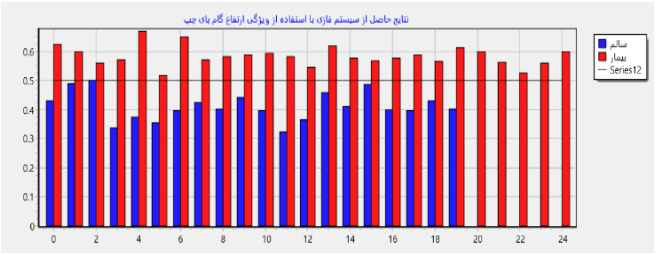
در نمودارهای زیر نتایج حاصل از سیستم فازی برای اغلب ویژگی‌های: ارتفاع گام پای راست، ارتفاع گام پای چپ، واریانس حرکت سر، طول گام پای راست و چپ، اختلاف بیشینه زاویه زانو پای راست و چپ، اختلاف میانگین طول گام پای راست و چپ، اختلاف ارتفاع گام پای راست و چپ، اختلاف کمینه زاویه زانو پای راست و چپ به‌صورت جداگانه نمایش داده‌شده است. با استفاده از نمودارهای حاصل‌شده می‌توان میزان صحت سیستم مبنی بر تشخیص فرد سالم و افرادی که دچار اختلال درراه رفتن هستند را محاسبه نمود. در این نمودارها یک خط تشخیص به مقدار نیم رسم شده است به‌عنوان یک مرز جداسازی افراد دچار اختلال حرکتی و افراد سالم می‌باشد.

نمودار شکل ۱۱ نشان می‌دهد که سیستم فازی برمبنای ویژگی ارتفاع گام پای راست در تشخیص افراد دچار اختلال حرکتی از مجموع ۲۰ شرکت‌کننده‌ی سالم تعدادی از موارد را به اشتباه بیمار تشخیص داده است؛ اما در تشخیص افرادی که دچار اختلال راه رفتن هستند موفق عملکرده است در این نمودار محور افق نشان‌دهنده‌ی افراد شرکت‌کننده و محور عمود نشان‌دهنده‌ی خروجی سیستم فازی برای ویژگی ارتفاع گام پای راست است به‌صورت عدد حقیقی ارائه‌شده است. درجه عضویت یک مقدار بین صفر تا یک می‌باشد ازاین‌رو درجه‌ی عضویت با مقدار نیم را به‌عنوان مرز تصمیم‌گیری در نظر گرفته‌ایم؛ یعنی افرادی که خروجی سیستم فازی آن‌ها بین صفر تا نیم است سالم و افرادی که خروجی سیستم فازی‌شان بین نیم تا است به‌عنوان بیمار تشخیص داده می‌شوند.



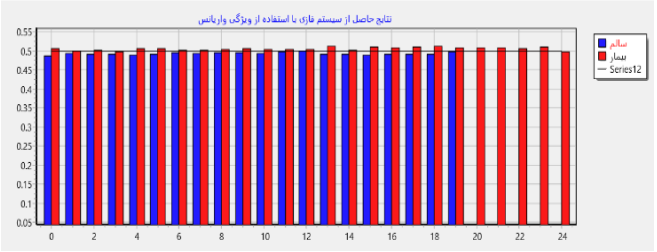
شکل ۱۱ نتایج حاصل از سیستم فازی با استفاده از ویژگی ارتفاع گام پای راست

نمودار شکل ۱۲ نشان می‌دهد که سیستم فازی برم بنای ویژگی ارتفاع گام پای چپ در تشخیص افراد دچار اختلال حرکتی از مجموع ۲۰ شرکت‌کننده سالم به‌جز دو مورد تقریباً موفق ظاهرشده است اما در تشخیص افرادی که دچار اختلال راه رفتن هستند موفق‌تر عملکرده است در این نمودار محور افق نشان‌دهنده‌ی افراد شرکت‌کننده و محور عمود نشان‌دهنده‌ی خروجی سیستم فازی پیشنهادی برای ویژگی ارتفاع گام پای چپ است که به‌صورت عدد حقیقی ارائه‌شده است.



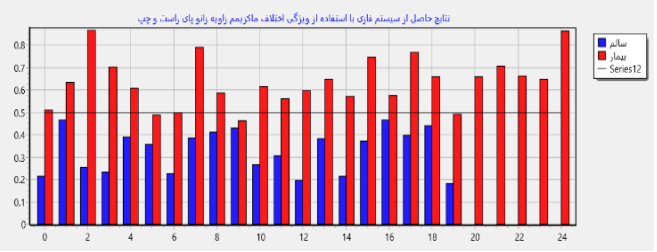
شکل ۱۲-نتایج حاصل از سیستم فازی با استفاده از ویژگی ارتفاع گام پای چپ

نمودار شکل ۱۳ نشان می‌دهد که سیستم فازی برمبنای ویژگی واریانس حرکت سر در تشخیص افراد دچار اختلال حرکتی از مجموع ۲۰ شرکت‌کننده سالم به‌جز یک مورد تقریباً موفق ظاهرشده است اما در تشخیص افرادی که دچار اختلال راه رفتن هستند دارای تعداد خطا می‌باشد. در این نمودار محور افق نشان‌دهنده‌ی افراد شرکت‌کننده و محور عمود نشان‌دهنده‌ی خروجی سیستم فازی برای ویژگی واریانس حرکت سر است که به‌صورت عدد حقیقی ارائه‌شده است.



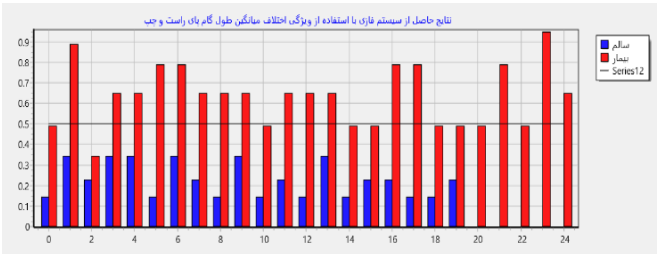
شکل ۱۳ نتایج حاصل از سیستم فازی با استفاده از ویژگی واریانس حرکت سر

نمودار شکل ۱۴ نشان می‌دهد که سیستم فازی برمبنای ویژگی اختلاف بیشینه زاویه زانو پای راست و چپ در تشخیص افراد دچار اختلال حرکتی از مجموع ۲۰ شرکت‌کننده سالم موفق ظاهرشده است اما در تشخیص افرادی که دچار اختلال راه رفتن هستند دارای تعداد خطا می‌باشد. در این نمودار محور افق نشان‌دهنده‌ی افراد شرکت‌کننده و محور عمود نشان‌دهنده‌ی خروجی سیستم فازی برای ویژگی اختلاف بیشینه زاویه زانو پای راست و چپ است که به‌صورت عدد حقیقی ارائه‌شده است.



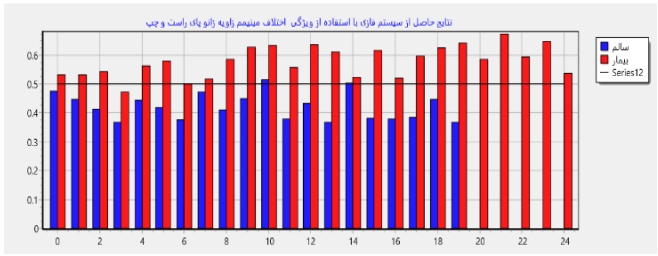
شکل ۱۴- نتایج حاصل از سیستم فازی با استفاده از ویژگی اختلاف بیشینه زاویه زانو پای راست و چپ

نمودار شکل ۱۵ نشان می‌دهد که سیستم فازی برمبنای ویژگی اختلاف میانگین طول گام پای راست و چپ در تشخیص افراد دچار اختلال حرکتی از مجموع ۲۰ شرکت‌کننده سالم موفق ظاهرشده است اما در تشخیص افرادی که دچار اختلال راه رفتن هستند دارای تعداد قائل توجهی خطا می‌باشد. در این نمودار محور افق نشان‌دهنده‌ی افراد شرکت‌کننده و محور عمود نشان‌دهنده‌ی خروجی سیستم فازی برای ویژگی اختلاف میانگین طول گام پای راست و چپ است که به‌صورت عدد حقیقی ارائه‌شده است.



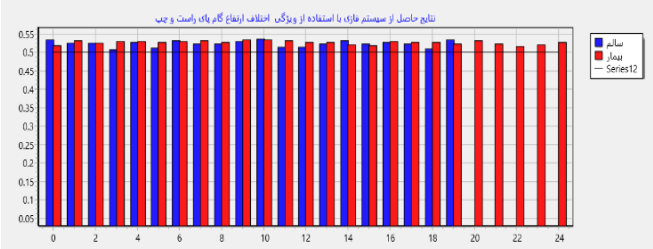
شکل ۱۵ نتایج حاصل از سیستم فازی با استفاده از ویژگی اختلاف میانگین طول گام پای راست و چپ

نمودار شکل ۱۶ نشان می‌دهد که سیستم فازی برمبنای ویژگی اختلاف کمینه زاویه زانو پای راست و چپ در تشخیص افراد دچار اختلال حرکتی از مجموع ۲۰ شرکت‌کننده سالم تعداد دو مورد را با خطا تشخیص داده و در تشخیص افرادی که دچار اختلال راه رفتن هستند، نیز دارای تعدادی خطا می‌باشد. در این نمودار محور افق نشان‌دهنده‌ی افراد شرکت‌کننده و محور عمود نشان‌دهنده‌ی خروجی سیستم فازی برای ویژگی اختلاف کمینه زاویه زانو پای راست و چپ است که به‌صورت عدد حقیقی ارائه‌شده است.



شکل ۱۶ نتایج حاصل از سیستم فازی با استفاده از ویژگی اختلاف کمینه زاویه زانو پای راست و چپ

شکل ۱۷ خروجی سیسستم فازی را بر مبنای ویژگی اختلاف ارتفاع گام پای چپ و راست نشان می‌دهد. همان‌طور که در شکل نیز مشخص است این ویژگی از خاصیت تفکیک‌پذیری خوبی برخوردار نیست و نمی‌توان به‌عنوان یک ویژگی مناسب برای ساختن سیستم فازی استفاده نمود.



شکل ۱۷ نتایج حاصل از سیستم فازی با استفاده از ویژگی اختلاف ارتفاع گام پای راست و چپ

صحت سنجی دسته‌بندی‌های انجام‌شده بر مبنای پارامترهای دقت صحت و حساسیت به شرح زیر ارائه می‌شود:
دقت نسبت تعداد «پیش‌بینی‌های صحیح انجام‌شده» برای نمونه‌های یک کلاس خاص، به تعداد «کل پیش‌بینی‌ها» برای نمونه‌های همان کلاس خاص را (این تعداد، مجموع تمامی پیش‌بینی‌های صحیح و پیش‌بینی‌های نادرست را شامل می‌شود) ارزیابی می‌کند دقت مجموعه‌ای از اندازه‌گیری‌ها، به‌صورت نزدیک بودن نتایج آن اندازه‌گیری‌ها به یکدیگر تعریف می‌شود. به‌عبارت‌دیگر هرچه نتایج به‌دست‌آمده فاصله کمتری باهم داشته باشند دقت آن سیستم بیشتر است. به‌طورکلی دقت به این معناست که مدل تا چه اندازه خروجی را درست پیش‌بینی کرده است.

$$Precision = \frac{TP}{TP + FP} \quad (۲)$$

صحت نشان‌دهنده میزان نزدیک بودن نتایج به‌دست‌آمده به مقدار واقعی است یک سیستم زمانی صحت دارد که اگر از نتایج به‌دست‌آمده میانگین گرفته شود، به مقدار واقعی نزدیک باشد به‌عبارت‌دیگر هر چه اختلاف مقدار میانگین با مقدار واقعی کمتر باشد اندازه‌گیری سیستم صحیح‌تر خواهد بود.

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

توانایی یک تست برای پیدا کردن موارد بیماری را حساسیت می‌گویند. برای محاسبه حساسیت یک تست باید نسبت موارد مثبت حقیقی را به مجموع موارد مثبت حقیقی و منفی کاذب به دست آورد. می‌توان این نسب را به‌صورت زیر مطرح نمود:

$$Recall = \frac{TP}{TP + FN} \quad (۴)$$

در جدول ۲ اندازه‌گیری میزان صحت، دقت و حساسیت برای ویژگی‌ها ذکر شده است در مجموع هشت ویژگی استخراج شده است که نتایج ویژگی اختلاف ارتفاع گام پای راست و چپ با صحت بالایی برخوردار نیست از این رو در جدول ۲ ذکر نشده است، لازم به توضیح است که در سطر اخر جدول معیار های مذکور برای هفت ویژگی به‌صورت توأم آورده شده است.

جدول ۲: نتایج حاصل از صحت سنجی پژوهش

معیار صحت سنجی ویژگی	Accuracy	Recall	Precision
ارتفاع گام پای راست (%)	91	۸۶	۱۰۰
ارتفاع گام پای چپ (%)	۹۷,۷۸	۹۶	۱۰۰
واریانس حرکت سر (%)	۹۳,۳۳	۱۰۰	۸۸
اختلاف بیشینه زاویه زانو پای راست و چپ (%)	۹۱,۱۱	۱۰۰	۸۴
اختلاف کمینه زاویه زانو پای راست و چپ (%)	۹۱,۱۱	۹۲	۹۲
طول گام پای راست و چپ (%)	۹۵	۹۲	۱۰۰
اختلاف میانگین طول گام پای راست و چپ (%)	۸۲,۲۲	۱۰۰	۶۸
برای تمامی ویژگی‌ها (۷ ویژگی)	۹۵	۱۰۰	۹۲

این پژوهش در مقایسه با پژوهش‌هایی مانند [22] که تنها به تحلیل راه رفتن و ردیابی اسکلت بدن می‌پردازد، پیشرو و نوین است زیرا سیستم ارائه‌شده در این پژوهش از تحلیل راه رفتن با اهداف پزشکی و تشخیص اختلال راه رفتن استفاده کرده و به نتایج قابل‌تأملی دست‌یافته است. علاوه بر این پژوهش‌هایی نیز وجود دارند مانند پژوهش [6] که از حسگر کینکت برای شناسایی وضعیت تعادل و راه رفتن از طریق گام برداشتن انسان بر مبنای اطلاعات کمی دقیق و استفاده از الگوریتم‌های K-means ،Bayesian پرداخته‌اند، در حالی پژوهش پیش رو از سیستم فازی بر مبنای اطلاعات کیفی استفاده کرده و خروجی قابل قبولی نیز ارائه می‌دهد. جدول ۳ چکیده‌ای از برخی کارهای مشابه را در مقایسه با پژوهش جاری نشان می‌دهد.

۵ جمع‌بندی

ناتوانی حرکتی یک اختلال است که درواقع به‌عنوان یک آسیب که فعالیت زندگی فرد را محدود می‌کند تعریف می‌شود و می‌تواند به‌صورت مادرزادی بیولوژیکی یا زیستی سوانح و عوامل محیطی رخ‌داده باشد تشخیص به‌موقع و دقیق می‌تواند سبب کوتاه شدن زمان طول درمان و بهبود سریع بیمار گردد. امروزه از رایج‌ترین روش‌های تشخیص استفاده از تصاویر رادیولوژی می‌باشد. یکی دیگر از این روش‌ها استفاده‌شده از بسته‌های پوستی و حسگرهای پوشیدنی که از طریق آن می‌توان اطلاعات مفید سیگنال‌های زیستی بدن را استخراج کرد ولی به علت هزینه بالای، ایجاد محدودیت

حرکتی در فرد و تهاجمی بودن از کارایی کمتری برخوردار است. ازاین‌رو در پژوهش‌های اخیر تلاش به‌منظور تشخیص افراد دچار اختلال راه رفتن از طریق حسگر کینکت انجام‌گرفته است.

پژوهش پیش رو با استفاده از نظرات یک گروه پزشکی به‌عنوان خبره و یک سیستم فازی طراحی‌شده است. در ابتدا ویژگی‌های بدنی افراد در حین حرکت با استفاده از حسگر کینکت استخراج و به‌منظور تجزیه‌وتحلیل در اختیار برنامه نرم‌افزاری نوشته‌شده قرار می‌گیرد. خروجی‌های گزارش‌شده حاصل از سیستم فازی بر رو گروه دوم شرکت‌کنندگان میزان دقت و صحت قابل قبولی را گزارش می‌کند. ازاین‌رو از مزایای این کار به شمار میاید. علاوه بر این ازآنجایی‌که بسیاری از روش‌های موجود بر روی‌داده‌های آفلاین عمل می‌کنند این سیستم به گونه است که هم به‌صورت آفلاین و هم به‌صورت آنلاین قابل دریافت و تجزیه‌وتحلیل داده‌ها را دارد.

بررسی نقاط ضعف و قدرت این پژوهش در کنار پژوهش‌های مرتبط نشان می‌دهد که هرکدام، در کنار مزایایی که داشته‌اند با ضعف و چالش‌هایی روبرو بوده‌اند. برخی از این نقاط ضعف و مشکلات که می‌تواند به‌عنوان ایده‌هایی در مطالعات پیشنهادی آتی موردتوجه قرار گیرند، عبارت‌اند از:

مطالعات و بررسی‌ها نشان می‌دهد که در حال حاضر برای بررسی میزان بهبود بیماران ناتوان حرکتی و افراد سالم جهت تشخیص وضعیت آنان با استفاده از حسگرهای کینکت یک پایگاه داده جامع وجود ندارد.

مطالعات انجام‌شده همچنین نشان می‌دهد که در کارهای پیشین و همین در این پژوهش فقط بر نوع خاصی از رفتارها به‌طور مثال راه رفتن تمرکز شده است، درحالی‌که ممکن است در افراد مختلف برخی از ویژگی‌ها نمود بیشتری نسبت به سایر داشته باشند؛ بنابراین طراحی یک سیستم جامع که از چند نوع داده برای تشخیص و طبقه‌بندی افراد و همچنین اندازه‌گیری وضعیت آنان به‌طور دقیق استفاده کند، می‌تواند سبب بهبود دقت و همچنین افزایش اعتبار نتایج سیستم شود.

۶ سپاس‌گزاری

بدین‌وسیله از زحمات جناب آقای دکتر فرهاد آزادی هیئت‌علمی دانشگاه توان‌بخشی تهران و جناب آقای دکتر محمد زهرایی متخصص و جراح استخوان و همچنین تیم همراه که به‌عنوان خبره در ساختن سیستم فازی پژوهش، ما را در انجام این تحقیق یاری نمودند صمیمانه تشکر می‌نماییم.

جدول 3 مقایسه با سایر پژوهش‌ها

پژوهش	هدف	ابزار	دسته‌بندی	میزان صحت روی دیتا ست تهیه شده در این پژوهش	میزان صحت
[22]	تحلیل، بررسی و صحت سنجی آنالیز راه رفتن	یک حسگر کینکت نسخه‌ی ۲	LSTM	%۸۷	%۹۳
[6]	شناسایی وضعیت تعادل و راه رفتن	یک حسگر کینکت نسخه‌ی ۲	K-means and Bayesian	%۸۲,۱	90%
[23]	تشخیص گیت	تعدادی حسگر کینکت نسخه‌ی ۲	Kalman Filter	%۹۰,۴	97%
پژوهش جاری	تحلیل، بررسی و صحت سنجی آنالیز راه رفتن برای شناسایی اختلالات در راه رفتن	یک حسگر کینکت نسخه‌ی ۲ و استفاده از یک نرم افزار تهیه‌شده	fuzzy	%۹۵,۰	%۹۵,۰

مراجع

[1] F. R. Marino *et al.*, "Gait Speed and Mood, Cognition, and Quality of Life in Older Adults With Atrial Fibrillation," *J. Am. Heart Assoc.*, vol. 8, no. 22, 2019.

[2] X. Xu, R. W. McGorry, L. S. Chou, J. hua Lin, and C. chi Chang, "Accuracy of the Microsoft Kinect™ for measuring gait parameters during treadmill walking," *Gait Posture*, vol. 42, no. 2, pp. 145–151, 2015.

[3] G. Ebersbach, M. Sojer, J. Mller, M. Heijmenberg, and W. Poewe, "Sociocultural differences in gait," *Mov. Disord.*, vol. 15, no. 6, pp. 1145–1147, 2000.

[4] L. Lee and W. E. L. Grimson, "Gait analysis for recognition and classification," *Proc. - 5th IEEE Int. Conf. Autom. Face Gesture Recognition, FGR 2002*, pp. 155–162, 2002.

[5] P. Mahlknecht *et al.*, "Prevalence and Burden of Gait Disorders in Elderly Men and Women Aged 60-97 Years: A Population-Based Study," *PLoS One*, vol. 8, no. 7, 2013.

[6] S. Bei, Z. Zhen, Z. Xing, L. Taocheng, and L. Qin, "Movement Disorder Detection via Adaptively Fused Gait Analysis Based on Kinect Sensors," *IEEE Sens. J.*, vol. 18, no. 17, pp. 7305–7314, Sep. 2018.

[7] N. B. Alexander and A. Goldberg, "Gait disorders: search for multiple causes.," *Cleve. Clin. J. Med.*, vol. 72, no. 7, pp. 586–586, Jul. 2005.

[8] R. Prashanth and S. Dutta Roy, "Early detection of Parkinson's disease through patient questionnaire and predictive modelling," *Int. J. Med. Inform.*, vol. 119, pp. 75–87, Nov. 2018.

[9] H. Alabbasi, A. Gradinaru, F. Moldoveanu, and A. Moldoveanu, "Human motion tracking & evaluation using Kinect V2 sensor," *2015 E-Health Bioeng. Conf. EHB 2015*, 2016.

[10] O. Ťupa *et al.*, "Motion tracking and gait feature estimation for recognising Parkinson's disease using MS Kinect," *Biomed. Eng. Online*, vol. 14, no. 1, 2015.

[11] S. Li, L. Cui, C. Zhu, B. Li, N. Zhao, and T. Zhu, "Emotion recognition using Kinect motion capture data of human gaits," *PeerJ*, vol. 2016, no. 9, 2016.

[12] A. M. Desjardins, M. Schiller, E. Eraqi, A. N. Samuels, and S. S. Galen, "Validity of a Wireless Gait Analysis Tool (Wi-GAT) in assessing spatio-temporal gait parameters at slow, preferred and fast walking speeds," *Technol. Heal. Care*, vol. 24, no. 6, pp. 843–852, 2016.

[13] A. de Q. Burle, T. B. de G. Lafayette, J. R. Fonseca, V. Teichrieb, and A. E. F. Da Gama, "Real-time approach for gait analysis using the Kinect v2 sensor for clinical assessment purpose," in *2020 22nd Symposium on Virtual and Augmented Reality (SVR)*, Nov. 2020, pp. 144–153.

[14] M. Pfitscher, D. Welfer, E. J. do Nascimento, M. A. de S. L. Cuadros, and D. F. T. Gamarra, "Users activity gesture recognition on kinect sensor using convolutional neural networks and fastDTW for controlling movements of a mobile robot," *Intel. Artif.*, vol. 22, no. 63, pp. 121–134, 2019.

[15] N. Wang, G. Lin, and X. Zhang, "Human Gait Analysis Method Based on Kinect Sensor," in *Lecture Notes in Computer Science (including subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics)*, 2020, vol. 12595 LNAI, pp. 489–502.

[16] B. Schneider and T. Banerjee, "Activity recognition using imagery for smart home monitoring," *Stud. Comput. Intell.*, vol. 730, pp. 355–371, 2018.

[17] I. Y. *et al.*, "A gait analysis using wearable devices on activities of daily life in patients with knee osteoarthritis," *Osteoarthr. Cartil.*, vol. 26, pp. S385--S386, 2018.

[18] I. González, I. H. López-Nava, J. Fontecha, A. Muñoz-Meléndez, A. I. Pérez-SanPablo, and I. Quiñones-Urióstegui, "Comparison between passive vision-based system and a wearable inertial-based system for estimating temporal gait parameters related to the GAITRite electronic walkway," *J. Biomed. Inform.*, vol. 62, pp. 210–223, 2016.

[19] M. Eltoukhy, J. Oh, C. Kuenze, and J. Signorile, "Improved kinect-based spatiotemporal and kinematic treadmill gait assessment," *Gait Posture*, vol. 51, pp. 77–83, 2017.

[20] K. Supakkul, "Using Positional Heel-marker Data to More Accurately Calculate Stride Length for Treadmill Walking: A Step Length Approach," 2017.

[21] J. M. Baker, "Gait Disorders," *Am. J. Med.*, vol. 131, no. 6, pp. 602–607, Jun. 2018.

[22] J. Latorre, C. Colomer, M. Alcañiz, and R. Llorens, "Gait analysis with the Kinect v2: normative study with healthy individuals and comprehensive study of its sensitivity, validity, and reliability in individuals with stroke," *J. Neuroeng. Rehabil.*, vol. 16, no. 1, p. 97, Dec. 2019.

[23] S. Hazra, A. A. Pratap, D. Tripathy, and A. Nandy, "Novel data fusion strategy for human gait analysis using multiple kinect sensors," *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 67, p. 102512, May 2021.

اسمعیل خالقی مدرک کارشناسی خود را در رشته مهندسی برق گرایش قدرت از دانشگاه غیر انتفاعی اکباتان قزوین دریافت کرد. سپس مدرک کارشناسی ارشد خود را در رشته مهندسی پزشکی گرایش بیوالکتریک دانشگاه سمنان اخذ نمود. حوزه پژوهشی و مورد علاقه ایشان پردازش تصویر و پردازش سیگنال می‌باشد.

هادی سلطانی‌زاده مدرک کارشناسی خود را در رشته مهندسی برق گرایش الکترونیک از دانشگاه فنی بابل نوشیروانی دریافت کرد. سپس مدرک کارشناسی ارشد و دکتری خود را در رشته مهندسی برق گرایش الکترونیک از دانشگاه علم و صنعت ایران اخذ نمود. ایشان از ۱۳۸۷ تا کنون با عنوان هیئت علمی در دانشگاه سمنان مشغول به تدریس می‌باشد. حوزه پژوهشی و مورد علاقه ایشان پردازش تصویر، پردازش سیگنال، الگوریتم‌های هوش مصنوعی و بینایی ماشین می باشد.

معصومه قلیزاده دارای مدرک کارشناسی مهندسی کامپیوتر از دانشگاه گیلان و کارشناسی ارشد هوش مصنوعی و رباتیکز از غیرانتفاعی صفاهان میباشد. ایشان هم‌اکنون دانشجوی دکتری هوش‌مصنوعی و رباتیکز در دانشگاه سمنان است. زمینه‌های علمی مورد علاقه ایشان یادگیری انتقالی، یادگیری عمیق و نیز منطق فازی می باشد.