مجله انفورماتیک سلامت و زیست پزشکی
مرکز تحقیقات انفورماتیک پزشکی
دوره ششم شماره سوم. ص ۱۹۶-۱۷۸، ۱۳۹۸

مقاله پژوهشی

شناسایی بیماری آلزایمر در سالمندان با استفاده از مدل راه رفتن و دوربین کینکت

محمود سیف‌اللهی[۱]، هادی سلطانی‌زاده[۲]*، افسون حسنی مهربان[۳]، فاطمه خمسه[۴]

• دریافت مقاله: ۱۳۹۷/۱۰/۱۶ • پذیرش مقاله: ۱۳۹۸/۴/۱۰

مقدمه: آنالیز الگوی راه رفتن با استفاده از ابزارهای نوین فناوری برای شناسایی بیماری آلزایمر، مورد توجه محققین در دهه اخیر قرار گرفته است. بنابراین در این مطالعه از داده‌های اسکلتی دوربین کینکت برای آنالیز الگوی راه رفتن به منظور شناسایی بیماری آلزایمر در سالمندان استفاده شد.

روش: در این مطالعه توسعه‌ای-کاربردی به‌صورت تجربی، ثبت نمونه‌های راه رفتن در یک مسیر بیضی شکل برای ۱۲ نفر از زنان سالمند با بیماری آلزایمر و ۱۲ نفر سالمند زن سالم، به وسیله دوربین کینکت صورت گرفت. پس از استخراج ویژگی‌های راه رفتن، آنالیز توصیفی برای مقایسه ویژگی‌ها در میان گروه سالم و بیمار انجام شد. سپس یک کلاسه‌بند ماشین بردار پشتیبان برای شناسایی سالمندان با بیماری آلزایمر طراحی شد.

نتایج: مقایسه ویژگی‌های استخراجی از راه رفتن به وسیله داده‌های اسکلتی دوربین کینکت، حکایت از تطبیق نتایج با یافته‌های پیشین حاصل از سیستم‌های مبتنی بر انواع دیگر سنسورها برای تفکیک دو گروه سالمندان سالم و بیمار دارد. نتایج تفکیک افراد سالمند سالم و بیمار شرکت‌کننده در پژوهش حاضر به وسیله کلاسه‌بند ماشین بردار پشتیبان نیز دارای صحت، حساسیت، دقت و Specificity به ترتیب ۹۱/۲۵٪، ۹۳/۴۴٪، ۹۰/۹۴٪ و ۹۳/۵۷٪ برای شناسایی بیماری است.

نتیجه‌گیری: در کنار آنالیز آمار توصیفی ویژگی‌های راه رفتن، با تکیه بر روش‌های مبتنی بر یادگیری ماشین مانند ماشین‌بردار پشتیبان می‌توان به شناسایی سالمندان با بیماری آلزایمر به وسیله ویژگی‌های استخراجی به دست آمده از داده‌های اسکلتی راه رفتن سالمندان با نتایج قابل قبولی دست یافت.

کلیدواژه‌ها: بیماری آلزایمر، شناسایی، راه رفتن، دوربین کینکت، طبقه‌بندی

•**ارجاع:** سیف الهی محمود، سلطانی‌زاده هادی، حسنی مهربان افسون، خمسه فاطمه. شناسایی بیماری آلزایمر در سالمندان با استفاده از مدل راه رفتن و دوربین کینکت. مجله انفورماتیک سلامت و زیست پزشکی ۱۳۹۸؛ ۶(۳): ۱۷۸-۹۶.

۱. دانشجوی دکتری مهندسی الکترونیک، گروه مهندسی الکترونیک، دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر، دانشگاه سمنان، سمنان، ایران
۲. دکترای مهندسی الکترونیک، استادیار، گروه مهندسی الکترونیک، دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر، دانشگاه سمنان، سمنان، ایران
۳. دکترای کاردرمانی، استاد، گروه کاردرمانی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران
۴. دکترای مغز و اعصاب ، انجمن آلزایمر ایران، تهران، ایران
* **نویسنده مسئول:** سمنان، دانشگاه سمنان، دانشکده مهندسی برق و الکترونیک، گروه مهندسی الکترونیک
• **شماره تماس:** ۰۲۳-۳۱۵۳۲۶۹۷ • **Email:** h_soltanizadeh@semnan.ac.ir

[Downloaded from jhbmi.com on 2024-10-12]

مقدمه

بیماری آلزایمر به عنوان یک بیماری تخریب‌گر مغزی و شایع‌ترین عامل دمانس در سالمندان، به دلیل عدم وجود درمان، هزینه‌های بالای نگهداری و مراقبت و فرآیند رو به رشد بیماری در سال‌های اخیر مورد توجه ویژه‌ای قرار گرفته است [۱]. با رشد بیماری آلزایمر، سلول‌های عصبی مغز که مسئولیت عملکرد سایر فعالیت‌های فرد را بر عهده دارند نیز آسیب دیده و تخریب می‌شوند، به نحوی که با پیشرفت بیماری، فرد ممکن است از انجام فعالیت‌های فیزیکی خود مانند راه رفتن، صحبت کردن، غذاخوردن و ... کاملاً ناتوان شود [۲]. به منظور شناسایی و بررسی فرآیند تغییرات و شدت بیماری آلزایمر، ابزارها و روش‌های مختلفی مانند تصویربرداری مغزی، سیگنال‌های مغزی، آزمایش‌های مختلف خون، آزمون‌های مختلف روان‌شناسی و فیزیکی مختلف و .... در حال حاضر در مراکز درمانی و کلینیک‌ها استفاده می‌شود؛ اما در بین روش‌های مختلف شناسایی بیماری آلزایمر، روش‌های مبتنی بر آنالیز فعالیت‌های فیزیکی و گفتاری به دلیل غیرتهاجمی بودن، کم‌هزینه‌تر بودن و امکان انجام آن در محیط‌های غیرکلینیکی و آزمایشگاهی در سال‌های اخیر مورد توجه جدی‌تری نسبت به سایر روش‌ها قرار گرفته است. مطالعات مختلف انجام شده نشان می‌دهد که تغییرات در الگوی راه رفتن، تعادل و فعالیت‌های روزمره زندگی می‌تواند به عنوان یکی از فعالیت‌های فیزیکی، نشانگر اولیه‌ای برای شناسایی و ارزیابی شناختی و کارکردی در حوزه بیماری آلزایمر در افراد سالمند باشد [۳]. راه رفتن شامل عملکرد بخش‌های مختلفی از سیستم حرکتی مانند موقعیت‌شناسی، توجه و برنامه‌ریزی در انجام فعالیت‌ها و حرکت شخص است [۴]. نقص در این بخش‌ها از سیستم می‌تواند منجر به اختلال و تغییرات در عملکردهای حرکتی فرد و تغییر الگوی راه رفتن آن‌ها از حالت طبیعی شود که این تغییرات می‌تواند نشانگرهایی برای وجود اختلالات شناختی در افراد به خاطر بیماری‌هایی مانند بیماری آلزایمر باشد. به طور مثال مطالعات انجام گرفته نشان می‌دهد که به طور کلی افراد با بیماری آلزایمر نسبت به افراد سالم آرام‌تر قدم برداشته و احتمال زمین خوردن نیز در آن‌ها بیشتر است. همچنین اختلالات در الگوی راه رفتن افراد بیمار در مراحل اولیه بیماری نیز مشاهد شده و به عنوان یک نشانگر فرآیند پیشرفت بیماری از اختلالات شناختی خفیف به مرحله بیماری آلزایمر است [۵].

به طور کلی انواع سیستم‌های ثبت الگوی راه رفتن از نظر سنسورهای ثبت کننده، می‌توان به دو دسته کلی سنسورهای پوشیدنی (نصب بر روی بدن) و سنسورهای غیرپوشیدنی (نصب در محیط) تقسیم کرد [۷، ۶]. در روش‌های آنالیز راه رفتن با استفاده از سنسورهای پوشیدنی، سنسورهای حرکتی بر روی بخش‌های مختلف بدن بیمار مانند پاها، مچ پا، مفاصل ران و ... نصب می‌شوند. این سنسورها ممکن است از نوع شتاب‌سنج، زاویه‌سنج، سنسورهای فشار، جهت سنج و ... باشند که می‌توانند ویژگی‌های مختلف الگوی راه رفتن فرد را اندازه‌گیری کنند. برای اندازه‌گیری دقیق و کامل ویژگی‌های راه رفتن معمولاً از سیستم‌های مرکب از چند نوع سنسور پوشیدنی استفاده می‌شود [۷، ۶]. دسته دوم سیستم‌های ضبط و تحلیل الگوی راه رفتن مبتنی بر سنسورهای غیرپوشیدنی است. این سیستم‌ها به دو دسته کلی سنسورهای نصب در کف و سیستم‌های مبتنی بر پردازش تصویر با نصب دوربین در محل تقسیم می‌شوند. در سیستم‌های مبتنی بر سنسورهای کف، شبکه‌ای از سنسورها بر روی یک مسیر مشخص و محدود به صورت یک نوار برای راه رفتن نصب شده و به هنگام گام برداشتن شخص بر روی این نوار سنسوری، پارامترهای مختلف الگوی راه رفتن مانند فاصله گام‌ها، زمان لازم برای طی مسافت، سرعت قدم برداشتن و ... با توجه به حس شدن فشار کف پای افراد به وسیله سنسورها، محاسبه می‌شود [۸]. نوع دوم سیستم‌های غیرپوشیدنی مانیتورینگ و تحلیل راه رفتن افراد، مبتنی بر سیستم‌های تصویربرداری و پردازش تصویر با استفاده از دوربین‌های نصب شده در محیط است. سیستم‌های آنالیز راه رفتن غیرپوشیدنی مبتنی بر پردازش تصویر را می‌توان به دو دسته دوربین‌های رنگی (RGB Camera) و سیستم‌های تصویربرداری عمق (RGBD Camera) تقسیم کرد. در سیستم‌های پردازش تصویر با روش دوربین‌های غیرپوشدنی (نصب دوربین در محیط)، مانند سیستم‌های دوربین RGB، با نصب یک یا چند دوربین در یک مکان مشخص می‌توان به طور آزادانه و بدون وجود محدودیت بر روی بدن فرد، راه رفتن فرد را ثبت کرده و سپس تصاویر ضبط شده به وسیله سیستم‌های پردازش تصویر آنالیز شوند [۹، ۷]. دسته دوم سیستم‌های ثبت و تحلیل راه رفتن افراد مبتنی بر بینایی ماشین، با استفاده از دوربین‌های عمق انجام می‌شود. یکی از انواع دوربین‌های عمقی که در مطالعات مختلفی مانند بازشناسی افراد، آنالیز الگوی راه رفتن و فعالیت‌های فیزیکی و ... استفاده می‌شود، تحت عنوان دوربین‌های کینکت (Kinect) توسط شرکت مایکروسافت ارائه شده است. دستیابی به تصاویر

[Downloaded from jhbmi.com on 2024-10-12]

سه‌بعدی با استفاده از سنسورهای عمق، نسبت به تخمین تصاویر سه‌بعدی با استفاده از چند دوربین معمولی، به مراتب راحت‌تر است. همچنین سنسورهای عمق برخلاف سنسورهای معمولی ضبط تصویر، تحت تأثیر عوامل محیطی مانند نورپردازی محیط قرار نمی‌گیرند. همچنین با تعداد فریم کمتری حدود ۱۵ فریم در ثانیه نیز تقریباً همه فعالیت‌های انسانی قابل شناسایی هستند. به همین دلیل در سیستم‌های تحلیل الگوی راه رفتن جدید، از دوربین‌های عمقی کینکت با قابلیت تفکیک بالا و دارای اطلاعات مختلف مانند تصاویر رنگی، تصاویر عمق و تصاویر اسکلتی استفاده می‌شود [۱۱، ۱۰].

عمده مطالعات پیشین آنالیز الگوی راه رفتن در افراد سالمند به منظور شناسایی زودهنگام بیماری آلزایمر با تکیه بر سنسورهای پوشیدنی و سنسورهای نصب شده در کف اتاق بوده است [۱۵-۱۲]. این سیستم‌ها به دلیل تنظیمات و هزینه‌های آن‌ها و همچنین به دلیل تهاجمی بودن روش‌های مبتنی بر سنسورهای پوشیدنی و وجود عواملی مانند نویز بر روی سیگنال‌ها، برای استفاده در محیط‌های خانگی و هزینه کم برای افراد مناسب نیستند؛ بنابراین در این پژوهش یک سیستم هوشمند مبتنی بر داده‌های اسکلتی ضبط شده توسط دوربین عمقی کینکت برای آنالیز الگوی راه رفتن در افراد سالمند به منظور شناسایی بیماری آلزایمر ارائه شد.

روش پیشنهادی در این پژوهش شامل انتخاب نمونه‌های همگن برای ثبت راه رفتن، پیش‌پردازش داده‌ها، استخراج ویژگی از داده‌های اسکلتی، تفکیک افراد سالمند سالم و سالمند با بیماری آلزایمر به وسیله ماشین‌بردار پشتیبان SVM (Support Vector Machine) و ارزیابی کمی نتایج با متریک‌های مختلف بود.

سیستم پیشنهادی به دلیل استفاده از یک دوربین کینکت و غیرتهاجمی بودن روش ثبت الگوی راه رفتن، ضمن کاهش هزینه‌ها، عدم نیاز به تنظیمات مجدد سنسورها بر روی بدن افراد مختلف و حجم کم اطلاعات ثبت شده، سیستمی ساده و قابل استفاده در محیط‌های کلینیکی و نیز خانگی می‌تواند باشد. همچنین اگرچه در برخی از مطالعات پیشین که بر روی سالمندان با بیماری آلزایمر از دوربین عمق برای ثبت فعالیت استفاده شده است، اما در آن مطالعات از داده‌های عمق دوربین و نیز آنالیز کارهای روزانه مانند درست کردن غذا، شستن ظرف و ... تمرکز شده است؛ ولی در این مطالعه تمرکز بر روی الگوی راه رفتن که فعالیتی عمومی‌تر بین افراد در طول شبانه‌روز بوده و قابلیت انجام آن تقریباً توسط همه سالمندان با بیماری آلزایمر حتی تا مراحل شدید نیز، وجود دارد، است. همچنین در مطالعه کنونی از داده‌های اسکلتی برای آنالیز راه رفتن استفاده شد که حجم کمتری نسبت به سایر انواع داده‌های دوربین عمقی دارد؛ بنابراین ذخیره‌سازی این داده‌ها نیاز به فضای کمتری دارد. در کنار تفاوت پژوهش حاضر با عمده مطالعات پیشین در ابزار مورد استفاده برای ثبت داده‌ها و نوع داده‌های مورد استفاده، در کنار آنالیزهای مبتنی بر آمار توصیفی که در مطالعات پیشینی که در حوزه آنالیز راه رفتن سالمندان برای بیماری آلزایمر صورت گرفت و بیشتر هدف آن‌ها یافتن نشانگرهای بیماری آلزایمر در الگوی راه رفتن بود، از روش‌های مبتنی بر یادگیری ماشین نیز مانند ماشین بردار پشتیبان، در کنار استخراج ویژگی‌های متناسب با بیماری آلزایمر در الگوی راه رفتن، با هدف شناسایی سالمندان با بیماری آلزایمر و تفکیک آن‌ها از افراد سالمند سالم استفاده شد.

روش

در این مطالعه توسعه‌ای–کاربردی به‌صورت تجربی از افراد سالمند در محدوده سنی ۶۵ تا ۸۵ سال که قادر به انجام مستقل فعالیت راه رفتن باشند، برای پژوهش استفاده شد. افراد سالم دارای ارزیابی‌های روان‌شناسی و کلینیکی بود و سالم بودن آن‌ها از نظر بیماری آلزایمر و سایر انواع بیماری‌های شناختی توسط انجمن آلزایمر ایران تأیید شده بود. همچنین افراد سالمند با بیماری آلزایمر مورد بررسی‌های دقیق پزشکی توسط متخصصین مغز و اعصاب، روانشناس، فیزیوتراپیست و ... قرار گرفتند و دارای پرونده کاملی از اطلاعات تشخیصی در بخش توان‌بخشی قاصدک واقع در انجمن آلزایمر ایران در شهر تهران بودند. افرادی که دارای مشکلاتی مانند جراحی، شکستگی و مصرف داروهایی با تغییر شدید در راه فتن و تعادل بوده‌اند، از این پژوهش حذف شدند. همچنین برای تمامی افراد شرکت‌کننده در پژوهش، اطلاعات جامعی از پژوهش بیان شد و پس از پرکردن فرم رضایت‌نامه در این پژوهش شرکت کردند. پس از بررسی جمعیت سالمندان، ۱۲ نفر از سالمندان زن سالم و ۱۲ نفر از سالمندان زن با بیماری آلزایمر در سطح خفیف و متوسط برای ثبت آزمون‌های راه رفتن در این پژوهش انتخاب شدند. جدول ۱ اطلاعات دموگرافیک افراد انتخاب شده برای پژوهش را نشان داد.

[Downloaded from jhbmi.com on 2024-10-12]

جدول ۱: اطلاعات افراد شرکت‌کننده در پژوهش

گروه مطالعه	تعداد	سن (Mean±SD)	قد (Mean±SD)	وزن (Mean±SD)	تحصیلات	نمرات آزمون شناختی MMSE(Mean±SD)
سالم	۱۲	۴±۷۲	۶±۱۵۷	۹±۶۵	ابتدایی تا لیسانس	۱±۲۹
بیمار	۱۲	۷±۷۴	۴±۱۵۴	۷±۶۴	ابتدایی تا لیسانس	۴±۱۷

برای ثبت الگوی راه رفتن افراد شرکت‌کننده در پژوهش از دوربین عمقی کینکت نسخه دوم شرکت مایکروسافت استفاده شد. این دوربین‌ها قادر به ثبت اطلاعات کاملی به صورت تصاویر رنگی، تصاویر عمق و اطلاعات اسکلتی ۲۵ نقطه اتصال از مفاصل بدن فرد هستند [۱۱]. شکل ۱ نمونه‌ای از دوربین مورد استفاده، انواع مختلف اطلاعات قابل ثبت و همچنین مفاصل قابل ردیابی توسط این دوربین را نشان داد. به منظور ثبت داده‌های راه رفتن از آزمایش راه رفتن ساده در مسیری به شکل بیضی استفاده شد. طول تقریبی مسیر طی شده توسط افراد مورد مطالعه حدود ۹ متر بود و دوربین کینکت به صورت قائم بر مسیر حرکت قرار داده شد. شکل ۲ نحوه قرارگیری دوربین کینکت و تجهیزات ثبت و تنظیمات محیطی مسیر راه رفتن را نشان داد.

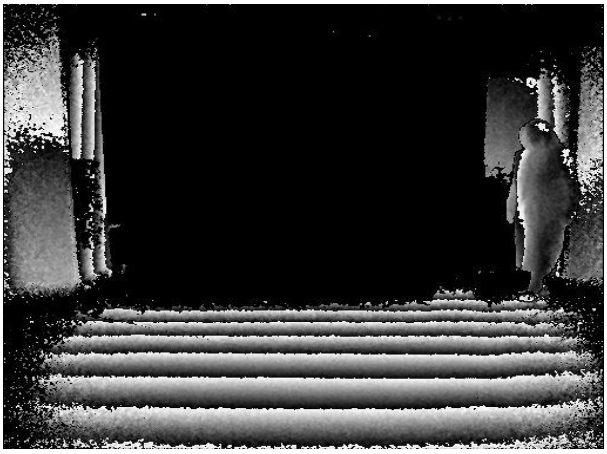
برای پردازش داده‌های ثبت شده از یک لپ‌تاپ ASUS-FX503 با مشخصات پردازنده Intel Core i7-7700HQ CPU@2.80 GHz 2.80 GHz و با حافظه موقت Installed memory(RAM):8.00GB استفاده شد. همچنین از نرم‌افزار Matlab نسخه ۲۰۱۷ برای ثبت داده‌ها با استفاده از سخت‌افزارهای مذکور و همچنین پردازش داده‌های به دست آمده، استفاده شد.

افراد شرکت کننده در پژوهش قبل از آغاز آزمایش راه رفتن بر روی مسیر بیضی شکل تعیین شده بر روی زمین، در برابر دوربین قرار گرفته و دستان خود را به سمت بالا و پایین حرکت دادند تا توسط دوربین شناسایی شوند. سپس با اعلام شروع حرکت از طرف فرد ثبت‌کننده، شروع به راه رفتن در یک مسیر بیضی با سرعت طبیعی و معمولی خود کردند. هر فرد این مسیر بیضی شکل را که حدود ۹ متر طول داشت، یک‌بار در هر مرتبه از ثبت طی کرد. به منظور کاهش خطاها و دستیابی به حجم بالاتری از اطلاعات راه رفتن افراد، آزمایش راه رفتن برای سه بار تکرار شد. در فاصله زمانی انجام متوالی آزمایش، حدود ۳ تا ۵ دقیقه فرد می‌توانست استراحت کند. همچنین قبل از آغاز آزمایش، به افراد درباره آزمایش توضیح داده شد و یک‌بار به صورت آزمایشی توسط افراد قبل از شروع فرآیند ثبت به وسیله دوربین کینکت آزمایش راه رفتن انجام شد. همچنین از افراد خواسته شد بدون توجه به مسیر تعیین شده بر روی سطح زمین گام برداشته و نیازی به راه رفتن بر روی خطوط تعیین شده نبود و این خطوط فقط برای تعیین مسیر کلی حرکت است.

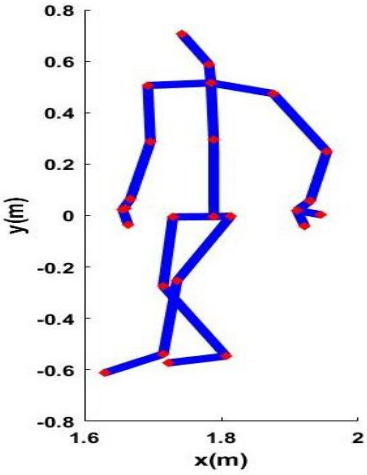
الف. دوربین عمقی کینکت

ب. تصویر رنگی

[Downloaded from jhbmi.com on 2024-10-12]

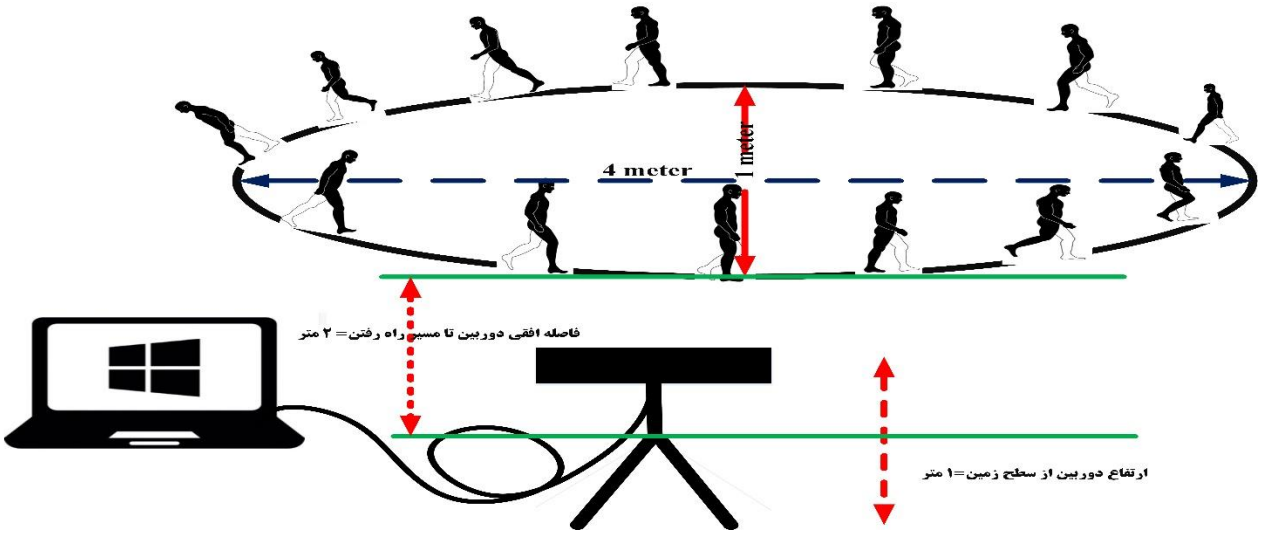


ج. تصویر عمق



د. اسکلت ردیابی شده با دوربین کینکت

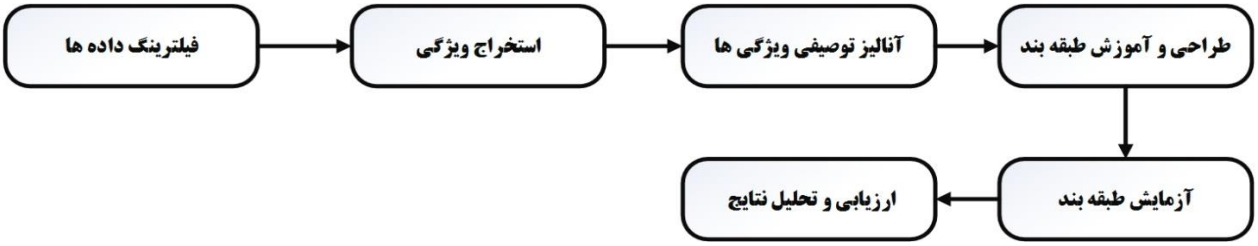
شکل ۱: دوربین کینکت نسخه دوم به همراه اطلاعات قابل ضبط به وسیله آن



شکل ۲: تنظیمات دوربین و محیط برای آزمایش راه رفتن

پس از ثبت داده‌های راه رفتن از افراد شرکت‌کننده در پژوهش، به منظور آنالیز داده‌های اسکلتی به دست آمده از ضبط به وسیله دوربین کینکت، مراحل کلی پیش‌پردازش، استخراج ویژگی، آنالیز مبتنی بر آمار توصیفی، طبقه‌بندی (تفکیک) افراد سالمند سالم و افراد با بیماری آلزایمر به وسیله کلاسه‌بند ماشین بردار پشتیبان انجام شد. سپس نتایج روش هوشمند پیشنهادی با نتایج ارزیابی‌های کلینیکی افراد مقایسه شد. شکل ۳ مراحل کلی پردازش داده‌های ثبت شده را نشان داد.

[Downloaded from jhbmi.com on 2024-10-12]



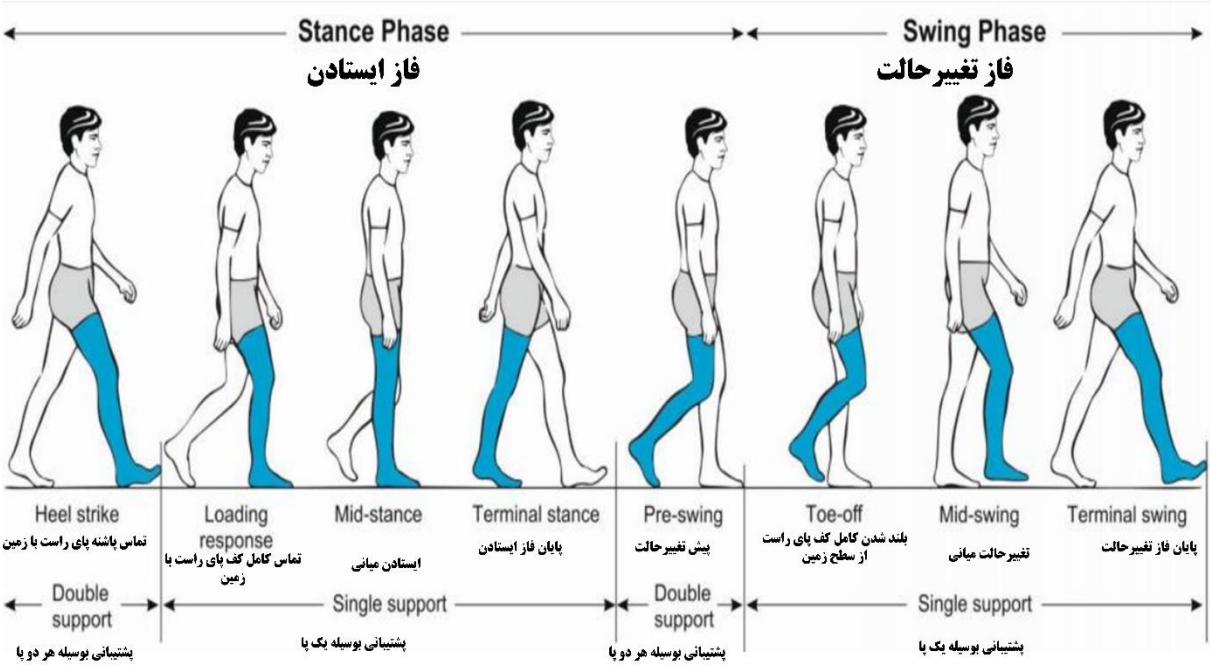
شکل ۳: مراحل کلی پردازش داده‌ها

به منظور حذف اعواج و نویز از داده‌های اسکلتی به دست آمده از افراد در هنگام انجام آزمایش راه رفتن، از فیلتر متوسط‌گیری متحرک استفاده شد. در این نوع فیلترینگ با در نظر گرفتن یک پنجره متحرک با یک طول مشخص، بر روی داده‌های ثبت شده در فریم‌های متوالی مقدار متوسط مختصات x، y و z برای هر نقطه اتصال از مفاصل محاسبه شد [۱۶]. رابطه (۱) رابطه فیلتر میانگین برای یک پنجره با طول N را نشان داد.

$$x'(t)=\frac{1}{N+1}\sum_{i=-\frac{N-1}{2}}^{i=\frac{N+1}{2}} x(t-i) \qquad (۱)$$

$x'(t)$ داده فیلتر شده برای فریم t، $x(t)$ داده اصلی فیلتر نشده و N طول پنجره فیلترینگ که تعداد فریم‌ها را برای میانگین‌گیری در یک زمان مشخص برای داده‌های اسکلتی در یک حول یک فریم در زمان t را نشان داد. با تغییر متغیر i، فریم‌های مختلف در همسایگی فریم موردنظر برای میانگین‌گیری انتخاب شدند.

فرآیند راه رفتن از یک مجموعه سلسله مراتبی ساخته شده از چرخه راه رفتن ((Gait Cycle(Stride)) است. یک چرخه راه رفتن برای یک پا شامل برخورد متوالی پاشنه یک پا با زمین تعریف شد. شکل ۴ به طور نمونه مراحل مختلف برای تولید یک چرخه راه رفتن نرمال را نشان داد. هر چرخه راه رفتن از دو بخش(فاز اصلی) ایستادن و تغییر حالت (چرخش) ساخته شد [۴].



شکل ٤: نمایش چرخه راه رفتن برای پای راست [٤]

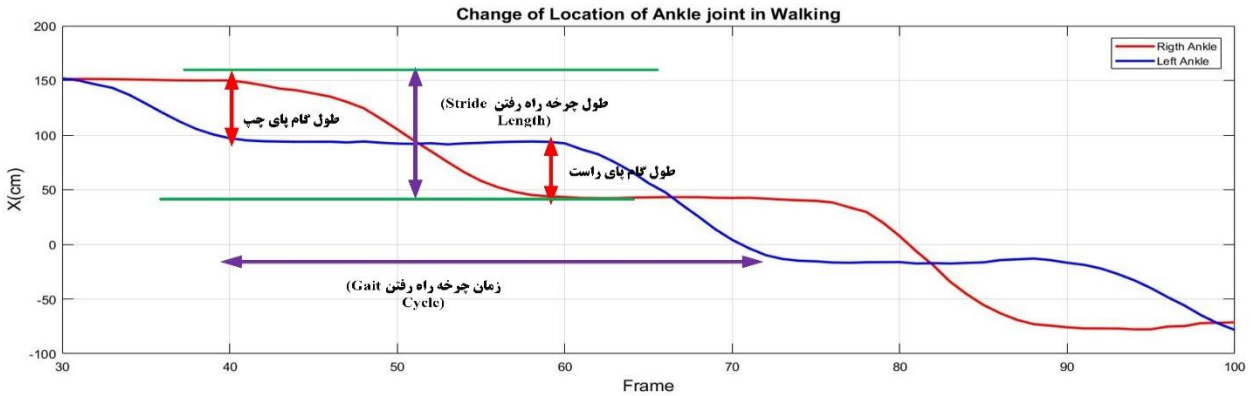
[Downloaded from jhbmi.com on 2024-10-12]

به منظور شناسایی افراد با بیماری آلزایمر، پس از حذف نویز از سیگنال‌های ثبت شده از مفاصل مختلف، ویژگی‌های مختلفی مانند زمان انجام آزمایش راه رفتن، تعداد گام، سرعت راه رفتن و ... برای مقایسه گروه‌های سالم و بیمار استفاده شد. جدول ۲ مجموعه‌ای از ویژگی‌های استفاده شده در این پژوهش را به همراه توضیح مختصری از آن‌ها نشان داد.

جدول ۲: ویژگی‌ها استخراجی از راه رفتن [۱۷]

نام ویژگی	تعریف ویژگی
زمان راه رفتن (Time Walking)	مدت‌زمان لازم برای طی کردن کامل مسیر مشخص شده
طول گام (Step Length)	فاصله مکانی بین دو پای متوالی در هنگام راه رفتن
تعداد گام (Step Number)	تعداد گام لازم برای اتمام یک مسیر راه رفتن
طول چرخه راه رفتن (Stride Length)	فاصله مکانی طی شده در هنگام برداشتن دو گام متوالی برای تکمیل یک چرخه راه رفتن
مدت‌زمان چرخه راه رفتن (Gait Cycle)	زمان لازم برای تماس‌های متوالی کف یک پا تا هنگامی که مجدد با همان حالت به زمین برخورد کند.
سرعت چرخه راه رفتن (Stride Velocity)	نسبت جابه‌جایی مکانی در یک چرخه راه رفتن به مدت‌زمان لازم برای این جابه‌جایی مکانی

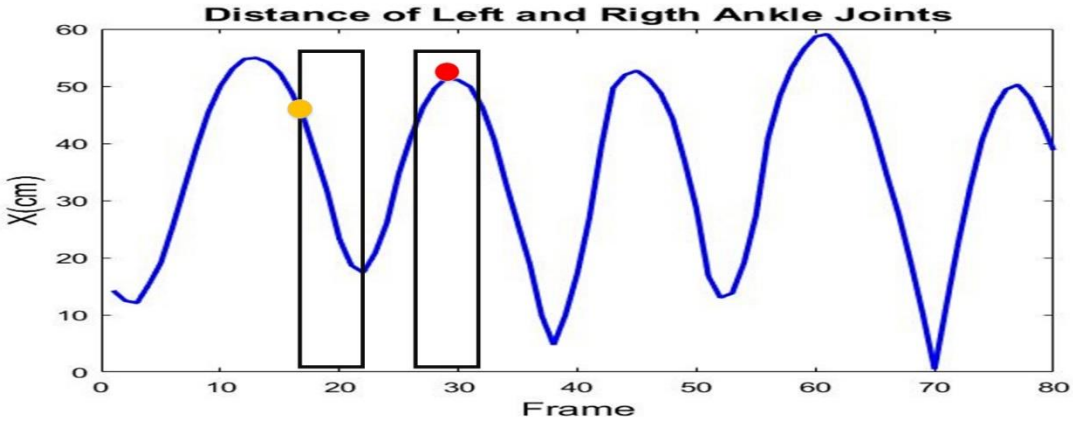
شکل ۵ تغییرات موقعیت مکانی اتصال مچ پاهای راست و چپ در راستای محور افقی x را در طی فرآیند راه رفتن برای نمونه‌ای ثبت شده به وسیله دوربین کینکت، به همراه ویژگی‌های قابل استخراج از آن را نشان داد. به منظور استخراج ویژگی‌هایی مانند طول گام، طول چرخه راه رفتن، سرعت چرخه راه رفتن و چرخه راه رفتن نیاز به یافتن محل تماس پاشنه پا با سطح زمین است [۱۸]. در هنگام این تماس‌ها با سطح زمین، فاصله دو پاشنه پای چپ و راست به حداکثر مقدار خود رسید؛ بنابراین با یافتن مقادیر ماکزیمم فاصله دو پاشنه پای راست و چپ می‌توان ویژگی‌های فوق را یافت. برای یافتن موقعیت ماکزیمم‌های محلی در سیگنال فاصله حاصل از اتصال مچ پاهای راست و چپ از روش پنجره‌گذاری استفاده شد. در این روش، با حرکت دادن یک پنجره با طول N بر روی سطح سیگنال فاصله در راستای محور زمان، اگر نقطه ماکزیمم در محدوده پنجره در مرکز پنجره قرار داشته باشد، به عنوان ماکزیمم محلی سیگنال و محلی است که یکی از پاشنه‌های پا نسبت به دیگری به حداکثر فاصله خود رسیده باشد [۱۸].



شکل ۵: ویژگی‌های راه رفتن استخراجی از موقعیت مکانی سیگنال‌های پاشنه‌های پای راست و چپ در هنگام راه رفتن

شکل ۶ الگوریتم یافتن محل تماس‌های متوالی پاشنه‌های پا را در حین راه رفتن به وسیله روش یافتن ماکزیمم محلی به وسیله پنجره‌گذاری متحرک نشان داد. همان‌طور که مشاهده شد، نقطه زردرنگ اگرچه مقدار ماکزیمم را در پنجره نسبت به همسایگان خود دارد، ولی چون در وسط پنجره قرار ندارد، نقطه ماکزیمم محلی در سیگنال فاصله نیست. در پنجره دوم، نقطه قرمزرنگ ضمن ماکزیمم بودن مقدار خود نسبت به سایر همسایگان در پنجره، در وسط پنجره قرار دارد و یک ماکزیمم محلی در سیگنال فاصله پاشنه‌های پای راست و چپ است.

[Downloaded from jhbmi.com on 2024-10-12]



الف. الگوریتم یافتن نقاط ماکزیمم سیگنال فاصله مچ پاهای راست و چپ

ب. ویژگی‌های راه رفتن از روی سیگنال فاصله مچ پاهای راست و چپ

شکل٦: یافتن ماکزیمم‌ها در سیگنال فاصله مچ پاها و استخراج ویژگی‌ها

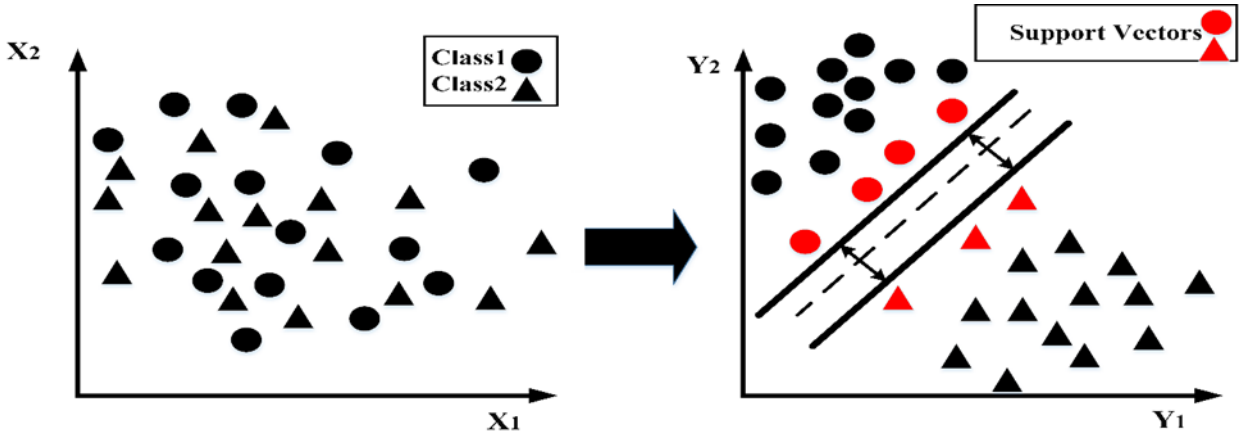
در کنار مقایسه کیفی و بصری ویژگی‌های استخراجی از راه رفتن برای افراد سالمند سالم و بیمار، به منظور کاهش خطا و یافتن تفاوت میان گروه‌های مطالعه به طور دقیق‌تر، از آنالیزهای آمار توصیفی استفاده شد. قبل از مقایسه ویژگی‌های مختلف استخراج شده از داده‌های اسکلتی راه رفتن افراد، آزمون Lilliefors برای تعیین نرمال یا غیرنرمال بودن توزیع هر ویژگی در گروه‌های مطالعه استفاده شد. سپس به منظور مقایسه گروه‌های مطالعه مقادیر متوسط ویژگی‌های مختلف و میزان تغییرپذیری ویژگی‌ها با آزمون‌های آماری آزمون t، ANOVA و من ویتنی یو در گروه‌های مطالعه مورد بررسی قرار گرفت. پارامتر تغییرپذیری هر ویژگی نیز به صورت نسبت مقدار انحراف استاندارد به مقدار متوسط هر ویژگی برای مقایسه تغییرپذیری ویژگی‌ها در هر گروه شد [۱۹].

پس از آنالیز مبتنی بر آمار توصیفی برای ویژگی‌های استخراجی، ویژگی‌هایی که مستقل از هم بوده و تفاوت معناداری را در بین دو گروه از خود نشان دادند، به منظور طبقه‌بندی افراد شرکت‌کننده در پژوهش به گروه‌های سالم و بیمار استفاده شد. با توجه به حجم کم داده‌ها باید از کلاسه‌بندهایی برای طبقه‌بندی استفاده نمود که قابلیت آموزش با تعداد کم داده‌ها را داشته باشند؛ بنابراین در روش هوشمند پیشنهادی این مطالعه، از کلاسه‌بند ماشین بردار پشتیبان استفاده شد.

ماشین بردار پشتیبان کلاسه‌بندی است، که در سال ۱۹۹۲ توسط وپنیک معرفی شد و بر پایه تئوری آموزش آماری دو کلاسه بنا گردیده است، که بعدها در سال ۱۹۹۹ توسط Schölkopf و همکاران گسترش یافت [۲۰]. در فاز آموزش کلاسه‌بند ماشین بردار پشتیبان، سعی شد که مرز تصمیم‌گیری به گونه‌ای انتخاب گردد، که حداقل فاصله آن با هر یک از کلاس‌های مورد نظر بیشینه شود. در مسائلی که داده‌ها به صورت خطی جداپذیر نباشند، داده‌ها به فضایی جدید نگاشت داده شدند، تا بتوان آن‌ها را در این فضای جدید به صورت خطی جدا نمود. این نوع انتخاب باعث شد، که تصمیم‌گیری

[Downloaded from jhbmi.com on 2024-10-12]

نسبت به شرایط نویز حساس نبوده و پاسخ‌دهی خوبی داشته باشد. این نحوه انتخاب مرز بر اساس نقاطی به نام بردارهای پشتیبان انجام شد. در اصل ماشین بردار پشتیبان برای جداسازی دو کلاس طراحی شد که می‌توان آن را برای جداسازی چند کلاس تعمیم داد [۲۱]. شکل ۷ انتقال داده‌ها به یک فضای جدید و تفکیک خطی آن‌ها به دو کلاس مجزا را به وسیله ماشین بردار پشتیبان نشان داد.



شکل ۷: نمایش بردارهای پشتیبان و مرز جدا کننده دو کلاس در کلاسه‌بند ماشین بردار پشتیبان

تئوری ماشین بردار پشتیبان به طراحی صفحه جداکننده‌ای با بردار نرمال w و فاصله از مبدأ b پرداخت، که ترکیب خطی از بردارهای پشتیبان است. این تابع جداساز F(x) به صورت رابطه (۲) و (۳) در زیر تعریف شد:

$$x \in \begin{cases} A & if \quad F(x) > 0 \\ B & otherwise \end{cases} \qquad (۲)$$

(۳)

$$F(x)=w.x+b$$

هنگامی که داده‌ها در فضای اصلی خود به صورت خطی جداپذیر نباشند، بدین‌معنی نیست که هیچ راه دیگری برای جداسازی داده‌ها وجود ندارد. کلاسه‌بند SVM قادر بود مشکلات عدم جداسازی خطی داده‌ها را به تکنیک نگاشت داده‌ها به فضای جدید حل کند. در زیر برخی از کرنل‌هایی را که معمولاً در کلاسه‌بند ماشین بردار پشتیبان برای انتقال داده‌ها به فضای جدید جداپذیر خطی، استفاده شدند، آورده شد. فرض کنید که X_a و X_b دو بردار داده‌های اصلی باشند.

۱- **کرنل خطی:** از ضرب داخلی دو ویژگی اصلی به یک ویژگی جدید در فضای جدید می‌توان رسید. رابطه (۴) این کرنل را نشان داد.

(۴)

$$K(X_a, X_b) = (X_a.X_b)$$

۲- **کرنل چندجمله‌ای :** این کرنل یک چندجمله‌ای از مرتبه p است، که به صورت رابطه ۵ تعریف شد:

(۵)

$$K(X_a, X_b) = (X_a.X_b + 1)^p$$

۲- **کرنل گوسی RBF:** در این کرنل مقدار σ قابل تنظیم است که رابطه آن به صورت رابطه۶ است:

(۶)

$$K(X_a, X_b) = \exp\left(-\frac{X_a - X_b^{\,2}}{2\sigma^2}\right)$$

هنگامی که یک کاربر می‌خواهد یک ماشین بردار پشتیبان را طراحی کند با مسئله انتخاب کرنل مناسب و تعیین پارامترهای آن مواجه می‌شود. کاربر می‌تواند کرنل‌های مختلف را با پارامترهای متفاوت آزمایش کند. سپس بهترین کرنل را با توجه به بهترین عملکرد انتخاب کند [۲۱].

به منظور ارزیابی کمی نتایج تفکیک گروه‌های سالمند با بیماری آلزایمر و سالم به وسیله کلاسه‌بند ماشین بردار پشتیبان از معیارهای کمی ارزیابی (متریک‌های ارزیابی) می‌توان استفاده کرد. برای ارزیابی کمی کلاسه‌بندها در حالت کلاسه‌بندی دو

[Downloaded from jhbmi.com on 2024-10-12]

کلاسه(باینری) می‌توان از ماتریس درهم‌ریختگی برای تعریف معیارهای ارزیابی کمی مختلف بهره گرفت. جدول ۳ ماتریس درهم‌ریختگی را نشان داد [۲۲]. ردیف‌های ماتریس درهم‌ریختگی کلاس‌های پیش‌بینی شده و ستون‌ها کلاس‌های واقعی را نشان داد. در این ماتریس tp و tn نشان‌دهنده تعداد نمونه‌هایی که به درستی از کلاس مثبت و منفی به ترتیب به درستی کلاسه‌بندی شده‌اند و fp و fn تعداد نمونه‌هایی که به اشتباه از کلاس مثبت و منفی کلاسه‌بندی شده‌اند را نشان داد. برای ارزیابی کمی نتایج حاصل از تفکیک و طبقه‌بندی افراد سالمند با بیماری آلزایمر و افراد سالم از معیارهای ارزیابی مختلفی مانند صحت، حساسیت، دقت و Specificity می‌توان استفاده کرد که از ماتریس درهم‌ریختگی در جدول ۳ می‌توان آن‌ها را ساخت. جدول ۴ این معیارهای کمی ارزیابی کلاسه‌بند طراحی شده را برای تفکیک گروه‌های سالم و بیمار نشان داد [۲۲].

جدول ۳: ماتریس درهم‌ریختگی برای کلاسه‌بندی دو کلاسه و نمایش آرایه‌های متناظر در این مطالعه

	Actual Positive Class	Actual Negative Class
Predicted Positive Class	True Positive(tp)	False Negative(fn)
Predicted Negative Class	False Positive(fp)	True Negative(tn)

جدول ٤: معیارهای کمی ارزیابی کلاسه‌بندی

معیار ارزیابی	فرمول	هدف ارزیابی
صحت(Accuracy (acc))	$acc = \frac{tp+tn}{tp+fp+tn+fn}$	اندازه‌گیری نسبت نمونه‌هایی که به درستی کلاسه‌بندی شده‌اند به مجموع کل نمونه‌های آزمایش
حساسیت(Sensitivity(sn))	$sn = \frac{tp}{tp+fn}$	نسبت تعداد نمونه‌های مثبت(بیمار) که به درستی از میان نمونه‌های کل مثبت(بیمار) تشخیص داده شده است.
دقت(Precision(p))	$p = \frac{tp}{tp+fp}$	نسبت تعداد نمونه‌های مثبت(بیمار) که به درستی تشخیص داده شده‌اند به تعداد کل نمونه‌هایی که به عنوان مثبت(بیمار) تشخیص داده شده است.
Specificity(sp)	$sp = \frac{tn}{tn+fp}$	نسبت تعداد نمونه‌های منفی(سالم) که به درستی تشخیص داده شده‌اند به تعداد نمونه‌های منفی(سالم) کل

نتایج

برای بررسی تفاوت‌های موجود بین گروه‌های مطالعه سالمند با بیماری آلزایمر و سالمندان سالم با استفاده از روش‌های آنالیز آمار توصیفی، در ابتدا نرمال یا غیرنرمال بودن توزیع ویژگی‌های استخراجی مختلف از راه رفتن افراد، بررسی شد. به دلیل کم بودن نمونه‌های جمعیت مورد مطالعه از آزمون Lilliefors برای تعیین نرمال یا غیرنرمال بودن توزیع ویژگی‌های مختلف استفاده شد. نتایج حاصل از فرض اولیه این آزمون نشان داد که ویژگی‌های سرعت متوسط راه رفتن، تعداد گام، طول گام، طول چرخه راه رفتن، سرعت دو گام متوالی دارای توزیع نرمال هستند و ویژگی‌های مدت زمان انجام آزمایش راه رفتن و زمان چرخه راه رفتن دارای توزیع غیرنرمال هستند؛ بنابراین از روش‌های آنالیز پارامتریک آزمون t و آزمون غیرپارامتریک من ویتنی به ترتیب برای مقایسه ویژگی‌های با توزیع نرمال و غیرنرمال گروه‌های سالمند بیمار و سالم استفاده شد. جدول ۵ مقادیر متوسط ویژگی‌های استخراجی را به همراه مقدار پارامتر p برای دو گروه مطالعه نشان داد. مقدار $\alpha = ۰/۰۵$ در آزمون‌های آماری در نظر گرفته شد.

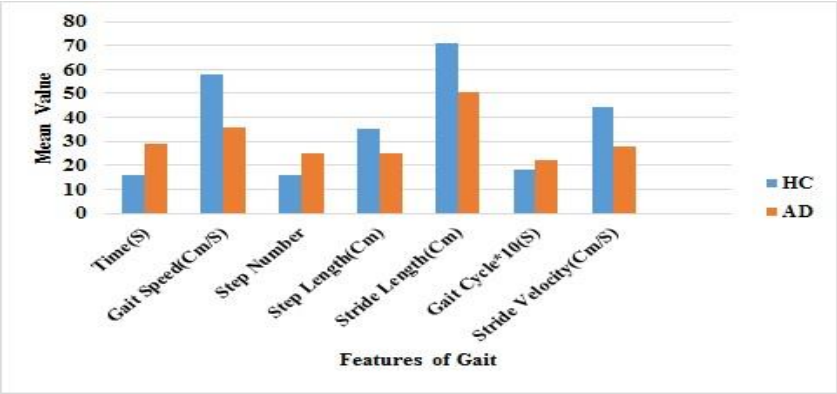
همان‌طور که نتایج مقایسه ویژگی‌های استخراجی از راه رفتن بین دو گروه سالمند سالم و بیمار نشان داد، تفاوت برجسته‌ای در ویژگی‌های مختلف وجود دارد؛ زیرا مقادیر P برای تمامی مقایسه‌ها مقادیر بسیار کوچک و نزدیک به صفر است. همچنین قابلیت تفکیک و تفاوتی که میان مقادیر متوسط ویژگی‌ها در دو گروه مطالعه وجود دارد، متفاوت است. شکل ۸ مقادیر متوسط ویژگی‌های استخراجی از راه رفتن را برای گروه‌های مطالعه سالم و بیمار به صورت نمودار میله‌ای جهت مقایسه نشان داد. همچنین شکل ۹ محدوده تغییرات هر ویژگی

[Downloaded from jhbmi.com on 2024-10-12]

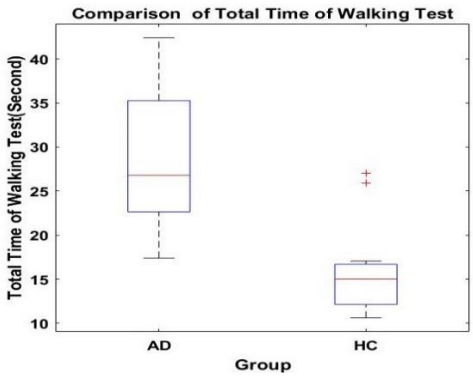
برای گروه‌های مطالعه و مقدار میانه آن‌ها را که به صورت خط افقی در مرکز مستطیل‌های نمودارهای جعبه‌ای است، نشان داد. بررسی این نمودارها نیز نتایج مشابهی مانند آنالیز گروه‌های مطالعه با استفاده از مقادیر P دارد.

جدول ۵: مقایسه ویژگی‌های راه رفتن بین دو گروه سالمند سالم و بیمار

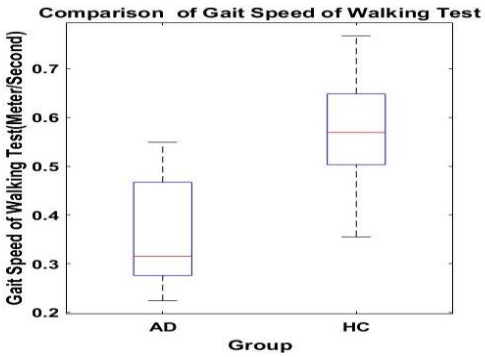
ویژگی	گروه مطالعه		مقدار P
	سالمندان سالم	سالمندان با بیماری آلزایمر	
مدت‌زمان انجام آزمایش(ثانیه)	۱۵/۶۸	۲۸/۹	P<۰/۰۰۰۶
سرعت متوسط انجام آزمایش راه رفتن(سانتی‌متر بر ثانیه)	۵۷/۶	۳۵/۷۸	P<۰/۰۰۰۲
تعداد گام	۱۶	۲۵	P<۰/۰۰۰۱
طول گام(سانتی‌متر)	۳۴/۹	۲۵/۲۴	P<۰/۰۰۰۱
طول چرخه راه رفتن(سانتی‌متر)	۷۰/۸۷	۵۰/۷۸	P<۰/۰۰۰۱
زمان چرخه راه رفتن(ثانیه)	۱/۸	۲/۲	P<۰/۰۷
سرعت چرخه راه رفتن(سانتی‌متر بر ثانیه)	۴۵/۲۲	۲۷/۷۴	P<۰/۰۰۰۱



شکل ۸: مقایسه مقادیر متوسط ویژگی‌های استخراجی از راه رفتن بین گروه سالم و افراد سالمند با بیماری آلزایمر

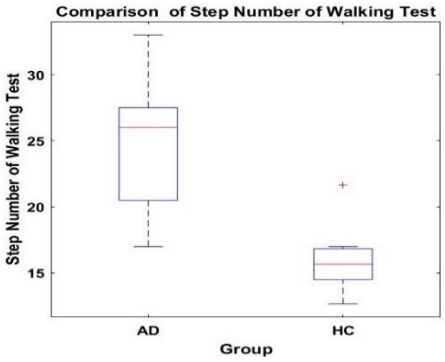


الف: نمودار جعبه‌ای مدت‌زمان انجام آزمون راه رفتن

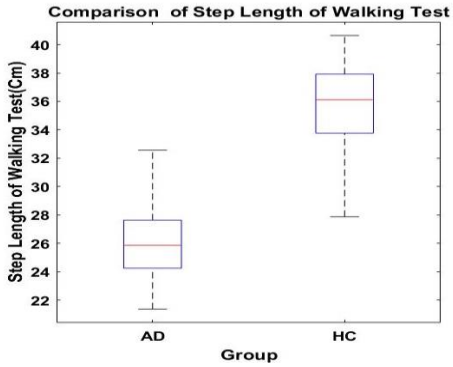


ب: نمودار جعبه‌ای سرعت متوسط آزمون راه رفتن

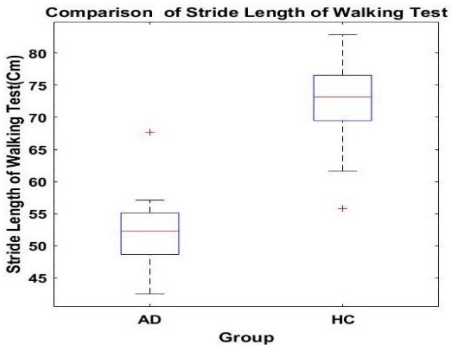
[Downloaded from jhbmi.com on 2024-10-12]



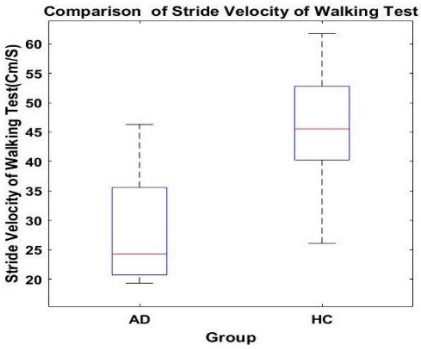
ج: نمودار جعبه‌ای تعداد گام آزمون راه رفتن



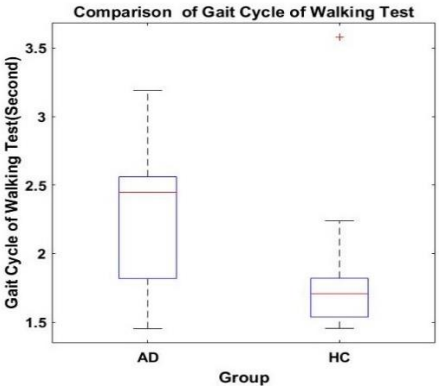
د: نمودار جعبه‌ای طول گام آزمون راه رفتن



ه: نمودار جعبه‌ای طول چرخه راه رفتن آزمون راه رفتن



و: نمودار جعبه‌ای سرعت چرخه راه رفتن آزمون راه رفتن

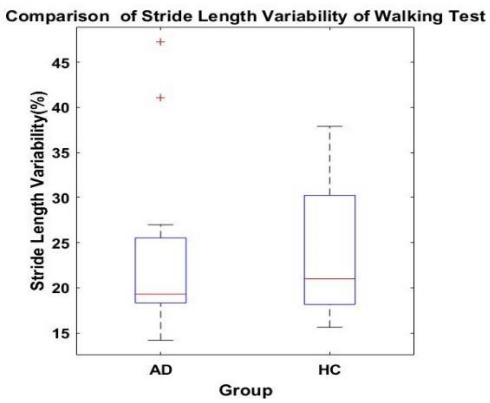


ی: نمودار جعبه‌ای زمان چرخه راه رفتن آزمون راه رفتن

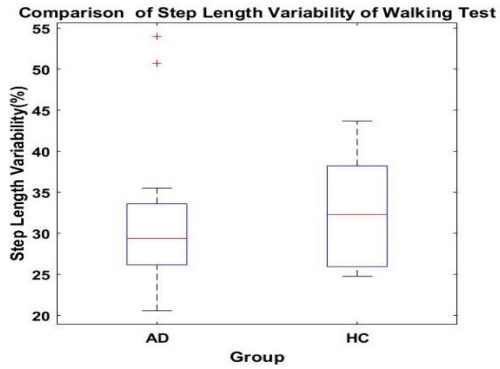
شکل ۹: نمودار جعبه‌ای ویژگی‌های استخراج شده از آزمون راه رفتن برای گروه سالم و بیمار

برای ویژگی‌های طول گام، طول چرخه راه رفتن و سرعت چرخه راه رفتن علاوه بر مقادیر متوسط در سه بار تکرار آزمون راه رفتن، تغییرپذیری این ویژگی‌ها نیز محاسبه شد. تغییرپذیری این ویژگی‌ها به صورت نسبت مقدار انحراف استاندارد به مقدار متوسط یک ویژگی تعریف شد. شکل ۱۰ نمودارهای جعبه‌ای تغییرپذیری ویژگی‌های فوق را برای مقایسه دو گروه سالمندان سالم و سالمندان با بیماری آلزایمر را نشان داد.

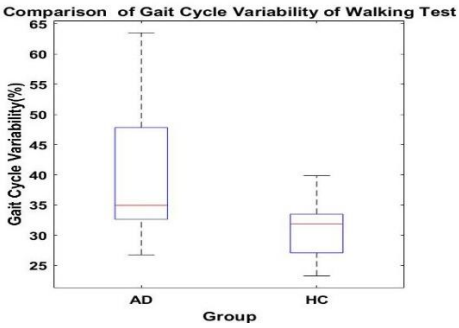
[Downloaded from jhbmi.com on 2024-10-12]



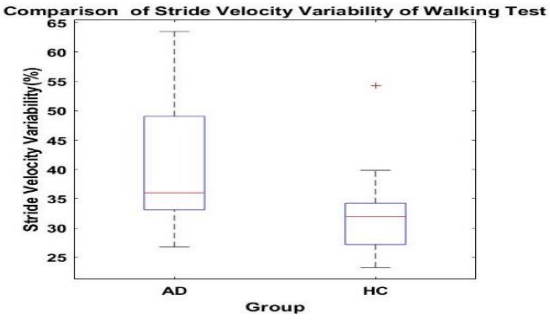
ب: نمودار جعبه‌ای تغییرپذیری طول چرخه راه رفتن



الف: نمودار جعبه‌ای تغییرپذیری طول گام



الف: نمودار جعبه‌ای تغییرپذیری زمان چرخه راه رفتن



الف: نمودار جعبه‌ای تغییرپذیری سرعت چرخه راه رفتن

شکل ۱۰: نمودارهای جعبه‌ای تغییرپذیری ویژگی‌های راه رفتن برای افراد سالمند سالم و افراد سالمند با بیماری آلزایمر

برای شناسایی افراد سالمند با بیماری آلزایمر و تفکیک آن‌ها از سالمندان سالم، از میان ویژگی‌های مختلفی که در بخش قبل معرفی شدند، مجموعه‌ای از آن‌ها که مستقل از همدیگر بودند، انتخاب شدند. این ویژگی‌ها شامل سرعت متوسط راه رفتن، تعداد گام، طول گام، طول چرخه راه رفتن، سرعت چرخه راه رفتن هستند. برای ویژگی‌های طول گام، طول چرخه راه رفتن، سرعت چرخه راه رفتن راه رفتن مقادیر متوسط و تغییرپذیری این ویژگی‌ها محاسبه شدند.

پس از انتخاب ویژگی‌های مستقل راه رفتن، از طبقه‌بند ماشین بردار برای تفکیک گروه‌های سالمند با بیماری آلزایمر و سالم استفاده شد. طبقه‌بند ماشین بردار پشتیبان با استفاده از کرنل‌های مختلف طراحی و آموزش دیده شد. از روش انتخاب تصادفی برای انتخاب داده‌ها برای آموزش و آزمایش طبقه‌بندها استفاده شد. در انتخاب تصادفی داده‌های آموزش و آزمایش، ۸۰٪ داده‌ها از هر گروه برای آموزش و ۲۰٪ داده‌های هر گروه مطالعه برای آزمایش در طی ۱۰۰۰ بار تکرار آموزش و آزمایش طبقه‌بند ماشین بردار پشتیبان استفاده شد. همچنین به منظور حذف تأثیر یکای ویژگی‌های مختلف داده‌ها برای طبقه‌بندی، ویژگی‌ها به میانگین صفر و انحراف استاندارد یک، نرمال شده‌اند. در مرحله طراحی و آموزش طبقه‌بند ماشین بردار پشتیبان برای جلوگیری از بیش‌برازش (over fitting) مرز طبقه‌بندی در مرحله آموزش و یافتن پارامترهای عمومی برای طبقه‌بند از روش اعتبارسنجی متقابل (Cross Validation) با تعداد دسته سه (K-Fold=۳) استفاده شد. جدول ۶ نتایج حاصل از طبقه‌بندی گروه‌های بیمار و سالم را برای معیارهای مختلف ارزیابی جهت مقایسه کمی و تعیین بهترین طبقه‌بند برای تفکیک گروه‌های سالم و بیمار از هم نشان داد.

بررسی نتایج حاصل از طبقه‌بندی افراد سالمند با بیماری آلزایمر و افراد سالمند سالم با ماشین بردار پشتیبان در جدول ۶ نشان داد که طبقه‌بند مذکور با توجه به انتخاب خوب ویژگی‌ها دارای عملکرد قابل قبولی با کرنل‌های مختلف است.

[Downloaded from jhbmi.com on 2024-10-12]

جدول ٦: نتایج تفکیک(طبقه‌بندی) افراد سالمند با بیماری آلزایمر و سالم

نوع کرنل	معیار ارزیابی بر حسب درصد			
	Accuracy	Sensitivity	Precision	Specificity
Linear	۹۰/۲۵	۹۲/۲۷	۹۰/۲۹	۹۳/۳۲
Polynomial(Order =۳)	۹۰/۵۲	۹۰/۶۶	۹۰/۴۹	۹۲/۹۷
RBF	۹۱/۲۵	۹۳/۴۴	۹۰/۹۴	۹۳/۵۷

بحث و نتیجه‌گیری

برخلاف مطالعات پیشین که از سنسورهای پوشیدنی مانند شتاب‌سنج، ژیروسکوپ و ... یا از سیستم‌های مبتنی بر سنسورهای نصب در محیط و کف اتاق مانند سیستم Gait Rite برای ثبت داده‌های راه رفتن به منظور شناسایی بیماری آلزایمر به وسیله آنالیز الگوی راه رفتن استفاده شد، در این پژوهش از اطلاعات اسکلتی دوربین کینکت نسخه دوم از شرکت مایکروسافت به همراه یک کامپیوتر به منظور طراحی یک سیستم هوشمند مؤثر و ارزان قیمت برای آنالیز الگوی راه رفتن افراد سالمند با هدف شناسایی بیماری آلزایمر استفاده شد. پس از حذف نویز از داده‌های اسکلتی ثبت شده با دوربین کینکت از راه رفتن افراد، ویژگی‌های مختلفی مانند طول گام، چرخه راه رفتن، سرعت راه رفتن و ... از این داده‌های ثبت شده استخراج شد. در کنار مقادیر متوسط برخی از ویژگی‌ها، تغییرپذیری این ویژگی‌ها نیز جهت مقایسه دو گروه سالم و بیمار در مطالعه استفاده شد. هشت ویژگی مدت زمان انجام آزمون راه رفتن، سرعت متوسط راه رفتن، تعداد گام، طول گام، طول چرخه راه رفتن، زمان چرخه راه رفتن، سرعت چرخه راه رفتن و نیز تغییرپذیری ویژگی‌های طول گام، طول چرخه راه رفتن و سرعت چرخه راه رفتن برای مقایسه عملکرد دو گروه سالمند با بیماری آلزایمر و سالمندان سالم در آزمون راه رفتن تک فعالیته در یک مسیر بیضی شکل به طول تقریبی ۹ متر استفاده شد. مقایسه ویژگی‌های استخراجی میان دو گروه سالم و بیمار حکایت از قابلیت تفکیک میان دو گروه مطالعه داشت. همچنین طبقه‌بندی افراد سالمند شرکت‌کننده در پژوهش به گروه سالمندان سالم و سالمندان با بیماری آلزایمر، با استفاده از ماشین بردار پشتیبان دارای نتایج قابل قبولی بود. در میان کرنل‌های مختلف استفاده شده برای طراحی ماشین بردار پشتیبان، کرنل گوسی اندکی دارای عملکردی بهتر نسبت به سایر کرنل‌ها از نظر معیارهای مختلف ارزیابی مانند صحت، حساسیت و Specificity است؛ ولی از نظر دقت اندکی نسبت به کرنل خطی عملکرد ضعیف‌تری دارد. با توجه به این که در شناسایی افراد با بیماری آلزایمر، به دلیل نبود درمان قطعی برای بیماری آلزایمر و شناسایی زودهنگام آن اهمیت بیشتری دارد، بنابراین از میان معیارهای ارزیابی در کنار صحت سیستم طراحی شده، معیار حساسیت در بین سایر معیارها دارای اهمیت به مراتب بیشتری است؛ بنابراین ماشین بردار پشتیبان با کرنل گوسی بهترین طبقه‌بند از نظر تفکیک گروه‌های با بیماری آلزایمر و سالم است. ماشین بردار پشتیبان با کرنل گوسی دارای متوسط صحت ۹۱/۲۵٪ و حساسیت ۹۳/۴۴٪ برای گروه‌های مورد مطالعه در این پژوهش بود.

یافته‌های کلی این مطالعه در مقایسه با مطالعات پیشین که در حوزه آنالیز راه رفتن سالمندان با بیماری آلزایمر صورت گرفت، حکایت از تطبیق با نتایج پیشین دارد. مطالعات پیشین انجام شده نشان داد که مدت زمان انجام آزمایش‌های راه رفتن تک فعالیته و سایرآزمایش‌ها مانند (Timed Up and Go TUG (test در افراد با بیماری آلزایمر خفیف تا متوسط و شدید نسبت به افراد سالم بیشتر است [۲۹-۲۳]. در این مطالعه نتایج نشان داد که متوسط زمان انجام آزمایش راه رفتن تک فعالیته برای افراد با بیماری آلزایمر ۲۸/۹ ثانیه در مقایسه با افراد سالم با متوسط ۱۵/۶۸ ثانیه است. آنالیز آزمون من ویتنی نیز نشان داد که از نظر مدت زمان آزمون، دو گروه سالم و بیمار تفاوت برجسته‌ای با هم دارند ($P<۰/۰۰۰۶$). یکی دیگر از ویژگی‌هایی که در بخش عمده مطالعات پیشین نیز میان گروه‌های مختلف سالم و بیمار مورد بررسی قرار گرفت، سرعت متوسط راه رفتن است. یافته‌های مطالعات پیشین نشان داد که سرعت راه رفتن در افراد با بیماری آلزایمر نسبت به افراد سالم کمتر بوده و با رشد بیماری از مراحل خفیف به متوسط و شدید این کاهش سرعت بیشتر نیز می‌شود[۴۰-۲۸، ۲۶-۲۳، ۱۵، ۱۲]. در این مطالعه نیز سرعت متوسط راه رفتن برای گروه بیمار نسبت به گروه سالم کمتر بوده و دارای تفاوت برجسته‌ای نسبت به هم هستند. مقدار متوسط راه رفتن در افراد بیمار و سالم به ترتیب ۳۵/۷۸ سانتی‌متر بر ثانیه و ۵۷/۶ سانتی‌متر بر

[Downloaded from jhbmi.com on 2024-10-12]

ثانیه برای راه رفتن تک فعالیته در یک مسیر بیضی شکل ۹ متری است. نتایج آزمون t نیز نشان داد که میان دو گروه مطالعه تفاوت برجسته معناداری وجود دارد و مقدار (P<۰/۰۰۰۲) است. یافته‌های مطالعات پیشین بررسی شده نشان داد که طول گام در افراد با اختلالات خفیف و افراد با بیماری آلزایمر در حالت راه رفتن تک فعالیته و دوفعالیته نسب به افراد سالم کاهش می‌یابد [۴۰،۴۱، ۳۶، ۲۶]. نتایج آنالیز در این مطالعه نیز نشان داد که افراد بیمار نسبت به افراد سالم دارای طول گام کوتاه‌تر بوده و تفاوت معناداری میان دو گروه مطالعه در آنالیز به وسیله آزمون t وجود دارد (P<۰/۰۰۰۱). همچنین نتایج این مطالعه نشان داد که تغییرپذیری طول گام در افراد بیمار نسبت به افراد سالم کمتر است. در مطالعات پیشین نیز یافته‌ها حکایت از تغییرپذیری کمتر طول گام در گروه‌های بیمار نسبت به افراد سالم دارد و این ویژگی در گام-های نخست راه رفتن برجسته‌تر است [۴۲- ۴۰]. طول چرخه راه رفتن نیز برای افراد بیمار در مقایسه با افراد سالم کمتر بوده و میان دو گروه مطالعه تفاوت قابل قبولی مشاهده شد. آنالیز آزمون t نیز این تفاوت را نشان داد (P<۰/۰۰۰۱). متوسط طول چرخه راه رفتن برای افراد بیمار و سالم به ترتیب ۵۰/۷۸ و ۷۰/۸۷ سانتی‌متر است. همچنین تغییرپذیری طول چرخه راه رفتن در افراد با بیماری آلزایمر نسبت به افراد سالم کاهش می‌یابد. نتایج مطالعات پیشین نیز نشان از کاهش طول چرخه راه رفتن و کاهش تغییرپذیری آن در افراد بیمار نسبت به افراد سالم دارد [۳۴-۲۹].

سرعت متوسط چرخه راه رفتن نیز در افراد با بیماری آلزایمر نسبت به افراد سالمند سالم کاهش می‌یابد. نتایج آنالیز در این مطالعه نشان داد که سرعت متوسط چرخه راه رفتن برای افراد بیمار ۲۷/۷۴ و برای افراد سالم ۴۵/۲۲ سانتی‌متر بر ثانیه است. آزمون t انجام شده نیز نشان داد که این تفاوت میان دو گروه مطالعه بسیار آشکار است (P<۰/۰۰۰۱). مطالعات پیشین نیز نشان دادند که این کاهش سرعت در افراد بیمار نسبت به افراد سالم برای ویژگی سرعت متوسط چرخه راه رفتن وجود دارد [۳۴، ۳۳، ۲۵، ۲۴]. همچنین زمان چرخه راه رفتن در افراد با اختلالات خفیف و افراد با بیماری آلزایمر نسبت به افراد سالم افزایش می‌یابد؛ زیرا این افراد در هنگام گام برداشتن دارای فازهای زمانی طولانی‌تر در بخش‌های ایستا و حرکت خود در هر چرخه راه رفتن به دلیل نیاز به حذف تعادل و تصمیم‌گیری برای ادامه حرکت خود هستند [۴۳، ۳۵، ۲۵]. یافته‌های مطالعه حاضر نیز نشان داد که زمان چرخه راه رفتن برای افراد سالمند با بیماری آلزایمر نسبت به افراد سالم دارای مقدار کمتری است. مقدار متوسط این ویژگی برای گروه بیمار و سالم به ترتیب ۲/۲ ثانیه و ۱/۸ثانیه است. آنالیز آماری من ویتنی نیز حکایت از تفاوت میان دو گروه مطالعه در این ویژگی دارد (P<۰/۰۷۷).۷

پس از آنالیز ویژگی‌های استخراجی از راه رفتن افراد سالمند با بیماری آلزایمر و سالمندان سالم، از طبقه‌بند ماشین بردار پشتیبان برای تفکیک دو گروه استفاده شد. این طبقه‌بند برای کرنل گوسی که بهترین عملکرد را درمیان سایر کرنل‌ها برای تفکیک گروه‌های سالمند با بیماری آلزایمر و سالم نشان داد، دارای صحت ۹۱/۲۵٪ و حساسیت ۹۳/۴۴٪ بود. این مطالعه همچنین از روش‌های متکی بر هوش مصنوعی نیز برای آنالیز داده‌ها استفاده کرد و دارای نتایج کمی قابل قبولی از نظر صحت، حساسیت و ... بوده است. عمده مطالعات پیشین به مقایسه ویژگی‌های میان گروه‌های سالمند با بیماری آلزایمر و سالمند سالم با استفاده از مقایسه میانگین و واریانس با کمک آزمون‌های آمار توصیفی پرداخته‌اند [۱۳، ۲۵، ۳۶-۲۷، ۴۵-۴۰]؛ اما در مطالعاتی محدود نیز به آنالیز الگوی راه رفتن به وسیله روش‌های مبتنی بر هوش مصنوعی برای شناسایی بیماری آلزایمر پرداخته‌اند. در مطالعه انجام شده توسط Wang که با استفاده از یک ماژول پوشیدنی شامل سنسورهای شتاب‌سنج و ژیروسکوپ به ثبت اطلاعات راه رفتن افراد سالمند با بیماری آلزایمر و سالم پرداخته بودند، پس از استخراج ویژگی‌های مختلف، با استفاده از شبکه عصبی احتمالاتی به تفکیک دو گروه سالم و بیمار پرداخته بودند [۱۴]. نتایج کمی حاصل دارای صحت و حساسیت و Specificity ۶۳٪/۳۳، ۶۷٪ و ۶۰ ٪ برای زنان و ۷۰٪، ۶۷٪ و ۷۲٪ برای گروه مردان به ترتیب بوده است. اگرچه مطالعه حاضر و نتایج مطالعه [۱۴] از نظر گروه مطالعه به لحاظ جمعیت‌شناسی، میزان نمرات ارزیابی‌های روانشناسی، ابزارهای ثبت داده‌های راه رفتن، نوع آزمایش راه رفتن و روش پردازش با هم متفاوت هستند؛ ولی نتایج کلی نهایی از نظر کمی قابل مقایسه هستند و روش پیشنهادی در این مقاله نتایج قابل قبولی را برای تفکیک گروه‌های مطالعه به دست آورد. در مطالعه انجام شده توسط Akl و همکاران نیز که از سنسورهای تشخیص حرکت نصب شده در کف اتاق برای ثبت داده‌های راه رفتن دو گروه سالمندان سالم و سالمندان با اختلالات شناختی ضعیف انجام شده بود، با وجود تفاوت در گروه‌های مطالعاتی، نوع سنسور، روش ثبت و روش پردازش، نتایج نهایی دارای دقت ۹۰/۶٪ و حساسیت ۷۹٪ بوده و در مقایسه با روش پیشنهادی در مطالعه

[Downloaded from jhbmi.com on 2024-10-12]

حاضر، که دارای دقت ۹۰/۹۴٪ و حساسیت ۹۳/۴۴٪ است، نشان از عملکرد قابل قبول روش پیشنهادی دارد، اگرچه در مطالعه انجام شده توسط Akl و همکاران مطالعه بر روی گروه سالم و افراد با اختلالات شناختی ضعیف صورت گرفته که نسبت به مطالعه کنونی که بر روی گروه سالم و سالمند با بیماری آلزایمر صورت گرفته، تا حدودی پیچیده‌تر است [۱۲].

در واقع مطالعه حاضر روش و ابزار جدیدی را با تکیه بر آنالیز راه رفتن به وسیله داده‌های اسکلتی ثبت شده، استخراج ویژگی راه رفتن از داده‌های اسکلتی، تفکیک گروه‌های سالم و بیمار با کلاسه‌بند ماشین بردار پشتیبان با نتایج کمی قابل قبولی برای تفکیک گروه‌های سالمند با بیماری آلزایمر و سالم ارائه نمود؛ اما این مطالعه بر روی گروه زنان انجام شد و برای ارزیابی دقیق‌تر و عمومی بودن روش نیاز به توسعه مطالعه بر روی گروه مردان و جمعیت بیشتری از افراد سالمند سالم و بیمار با درجه‌های مختلف بیماری و همچنین افراد با اختلالات شناختی خفیف دارد. همچنین با توجه به اهمیت شناسایی زودهنگام بیماری آلزایمر در مراحل خفیف آن، پیشنهاد می‌شود که در مطالعات بعدی با استفاده از آزمون‌های راه رفتن دوگانه که همراه با یک فعالیت ذهنی مانند شمارش معکوس اعداد باشد، روش پیشنهادی در این پژوهش بسط و توسعه داده شوند. همچنین در مطالعات مختلف پیشین که در حوزه شناسایی بیماری آلزایمر به وسیله آنالیز راه رفتن صورت گرفته، بهینه‌ترین ویژگی‌ها برای شناسایی بیماری آلزایمر مورد بررسی قرار نگرفته است. در هر مطالعه همانند مطالعه حاضر، تعداد محدودی ویژگی برای مقایسه الگوی راه رفتن و شناسایی بیماری استفاده شد، بنابراین نیاز است که با تکیه بر روش‌های مبتنی بر الگوریتم‌های تکاملی مانند الگوریتم ژنتیک، ضمن مطالعه طیف گسترده‌تری از ویژگی‌های راه رفتن، بهینه‌ترین ویژگی‌های راه رفتن برای شناسایی بیماری آلزایمر تعیین شود. در مطالعات بعدی ضمن توسعه مطالعه از نظر روش‌های آنالیز و ویژگی‌های استخراجی از راه رفتن، بر روی جمعیت گسترده‌تری از افراد سالمند با بیماری آلزایمر با درجه‌های مختلف بیماری و گروه سالمندان سالم، همچنین افراد با اختلالات خفیف‌شناختی نیز برای آنالیز انتخاب شوند.

تشکر و قدردانی

نویسندگان این مقاله از انجمن آلزایمر ایران به دلیل همکاری در انجام این مطالعه تشکر و قدردانی خاص خود را ابراز می‌نماید. همچنین از بخش‌های پژوهش و آموزش، مرکز توان‌بخشی قاصدک و مسئولین طرح غربالگری و پیشگیری طرح حساس واقع در انجمن آلزایمر ایران به طور خاص تشکر می‌نماییم. در پایان از تمامی شرکت‌کنندگان در این پژوهش و خانواده‌های محترم آنان که نهایت همکاری و صبر را برای مشارکت در این پژوهش داشته‌اند، نیز تشکر می‌نماییم.

تعارض منافع

هیچ‌گونه تعارض منافعی برای نویسندگان این مقاله وجود ندارد.

References

1. Alberdi A, Aztiria A, Basarab A. On the early diagnosis of Alzheimer's Disease from multimodal signals: A survey. Artif Intell Med 2016;71:1-29. doi: 10.1016/j.artmed.2016.06.003.

2. Alzheimer's Association. 2017 Alzheimer's disease facts and figures. Alzheimer's & Dementia 2017;13(4):325-73. doi.org/10.1016/j.jalz.2017.02.001

3. Lee L, Grimson WE. Gait analysis for recognition and classification. Proceedings of Fifth IEEE International Conference on Automatic Face Gesture Recognition; 2002 May 21; Washington, DC, USA: IEEE; 2002. p.1-8. doi: 10.1109/AFGR.2002.1004148

4. Pirker W, Katzenschlager R. Gait disorders in adults and the elderly: A clinical guide. Wien Klin Wochenschr 2017;129(3-4):81-95. doi: 10.1007/s00508-016-1096-4.

5. Pourghayoomi E, Negahdar F, Shahidi G, Hassani Mehraban A, Ebrahimi I, Taghizade G, et al. Correlation between functional balance and mobility tests and postural sway measures in dual task paradigm in parkinson's disease (a pilot study). Journal of Basic and Clinical Pathophysiology 2014;2(2):1-12.

6. Muro-de-la-Herran A, Garcia-Zapirain B, Mendez-Zorrilla A. Gait analysis methods: an overview of wearable and non-wearable systems, highlighting clinical applications. Sensors (Basel) 2014;14(2):3362-94. doi: 10.3390/s140203362.

7. Tao W, Liu T, Zheng R, Feng H. Gait analysis using wearable sensors. Sensors (Basel, Switzerland). 2012;12(2):2255-83. doi: 10.3390/s120202255

8. Middleton L, Buss AA, Bazin A, Nixon MS. A floor sensor system for gait recognition. Proceedings of the Fourth IEEE Workshop on Automatic Identification Advanced Technologies; 2005 Oct 17 – 18; Buffalo, NY, USA: IEEE; 2005. p.171-6. doi:10.1109/AUTOID.2005.2

9. Chen SW, Lin SH, Liao LD, Lai HY, Pei YC, Kuo TS, et al. Quantification and recognition of parkinsonian gait from monocular video imaging using

[Downloaded from jhbmi.com on 2024-10-12]

kernel-based principal component analysis. Biomed Eng Online 2011;10:99. doi: 10.1186/1475-925X-10-99.

10. Hassanien AE, Oliva DA. Advances in Soft Computing and Machine Learning in Image Processing. Springer; 2017.

11. Imani Z, Soltanizadeh H. Person reidentification using local pattern descriptors and anthropometric measures from videos of kinect sensor. IEEE Sensors Journal 2016;16(16):6227-38. doi: 10.1109/JSEN.2016.2579645

12. Akl A, Taati B, Mihailidis A. Autonomous unobtrusive detection of mild cognitive impairment in older adults. IEEE Trans Biomed Eng 2015;62(5):1383-94. doi: 10.1109/TBME.2015.2389149.

13. Wang WH, Wu HL, Chung PC, Pai M. An HMM -based gait comparison: using Alzheimer's disease patients as examples. Proceedings of the 2015 International Joint Conference on Neural Networks (IJCNN); 2015 Jul 12; Killarney, Ireland: IEEE; 2015. p.1-6,.

14. Wang WH, Hsu YL, Pai MC, Wang CH, Wang CY, Lin CW, et al. Alzheimer's disease classification based on gait information. Proceedings of the International Joint Conference on Neural Networks (IJCNN); 2014; 2014 Jul 6-11; Beijing, China: IEEE; 2014. p. 3251-7. doi: 10.1109/IJCNN.2014.6889762

15. Varatharajan R, Manogaran G, Priyan MK, Sundarasekar R. Wearable sensor devices for early detection of Alzheimer disease using dynamic time warping algorithm. Cluster Computing 2018;21(1):681-90.

16. Smith SW. The Scientist and engineer's guide to digital signal processing. 2th ed. San Diego, California: California Technical Publishing; 1999.

17. Chambers HG, Sutherland DH. A practical guide to gait analysis. J Am Acad Orthop Surg 2002;10(3):222-31. doi:10.5435/00124635-200205000-00009

18. Nguyen TN, Huynh HH, Meunier J. Skeleton-Based Abnormal Gait Detection. Sensors (Basel) 2016;16(11). pii: E1792. doi:10.3390/s16111792

19. Kuzma JW, Bohnenblust SE. Basic Statistics for the Health Sciences. 5th ed. McGraw-Hill Humanities/Social Sciences/Languages; 2004.

20. Schölkopf B, Burges.C, Smola.A, Advances in Kernel Methods: Support Vector Learning. USA: The MIT Press; 1998.

21. Boser BE. A training algorithm for optimal margin classifiers. Proceedings of the Fifth Annual Workshop on Computational Learning Theory; 1992 Jul 27 – 29; Pittsburgh, Pennsylvania, USA: ACM; 1992. p.144-52. doi:10.1145/130385.130401

22. Hossin M, Sulaiman MN. A review on evaluation metrics for data classification evaluations. International Journal of Data Mining & Knowledge Management Process 2015: 5(2): 1-11. doi: 10.5121/ijdkp.2015.5201

23. Ries JD, Echternach JL, Nof L, Gagnon Blodgett M. Test-retest reliability and minimal detectable change scores for the timed "up & go" test, the six-minute walk test, and gait speed in people with Alzheimer disease. Phys Ther 2009;89(6):569-79. doi: 10.2522/ptj.20080258.

24. Chung P, Hsu Y,Wang C, Lin C, Wang J, Pai M. Gait analysis for patients with Alzheimer'S disease using a triaxial accelerometer. International Symposium on Circuits and Systems (ISCAS); 2012 May 20-23 Seoul, South Korea: IEEE; p.1323-6. doi: 10.1109/ISCAS.2012.6271484

25. Hsu YL, Chung PC, Wang WH, Pai MC, Wang CY, Lin CW, et al. Gait and balance analysis for patients with Alzheimer's disease using an inertial-sensor-based wearable instrument. IEEE J Biomed Health Inform 2014;18(6):1822-30. doi: 10.1109/JBHI.2014.2325413.

26. Gras LZ, Kanaan SF, McDowd JM, Colgrove YM, Burns J, Pohl PS. Balance and gait of adults with very mild Alzheimer disease. J Geriatr Phys Ther 2015;38(1):1-7. doi: 10.1519/JPT.0000000000000020.

27. Borges SM, Radanovic M, Forlenza OV. Correlation between functional mobility and cognitive performance in older adults with cognitive impairment. Neuropsychol Dev Cogn B Aging Neuropsychol Cogn 2018;25(1):23-32. doi: 10.1080/13825585.2016.

28. Taylor ME, Lasschuit DA, Lord SR, Delbaere K, Kurrle SE, Mikolaizak AS, et al. Slow gait speed is associated with executive function decline in older people with mild to moderate dementia: A one year longitudinal study. Arch Gerontol Geriatr 2017;73:148-53. doi: 10.1016/j.archger.2017.07.023.

29. Hausdorff JM, Hillel I, Shustak S, Del Din S, Bekkers EMJ, Pelosin E, et al. Everyday Stepping Quantity and Quality Among Older Adult Fallers With and Without Mild Cognitive Impairment: Initial Evidence for New Motor Markers of Cognitive Deficits? J Gerontol A Biol Sci Med Sci 2018;73(8):1078-82. doi: 10.1093/gerona/glx187.

30. Webster KE, Merory JR, Wittwer JE. Gait variability in community dwelling adults with Alzheimer disease. Alzheimer Dis Assoc Disord 2006;20(1):37-40. doi: 10.1097/01.wad.0000201849.75578.de

31. Merory JR,Wittwer JE, Rowe CC, Webster KE. Quantitative gait analysis in patients with dementia with Lewy bodies and Alzheimer's disease. Alzheimer Dis Assoc Disord 2006;20(1):37-40. doi:10.1097/01.wad.0000201849.75578.de

32. Beauchet O, Allali G, Berrut G, Hommet C, Dubost V, Assal F. Gait analysis in demented subjects: Interests and perspectives. Neuropsychiatr Dis Treat 2008;4(1):155-60. doi: 10.2147/ndt.s2070

33. Gillain S, Warzee E, Lekeu F, Wojtasik V, Maquet D, Croisier JL, et al. The value of instrumental gait analysis in elderly healthy, MCI or Alzheimer's disease

[Downloaded from jhbmi.com on 2024-10-12]

subjects and a comparison with other clinical tests used in single and dual-task conditions. Ann Phys Rehabil Med 2009;52(6):453-74. doi: 10.1016/j.rehab.2008.10.004. [Article in English, French]

34. Maquet D, Lekeu F, Warzee E, Gillain S, Wojtasik V, Salmon E, et al. Gait analysis in elderly adult patients with mild cognitive impairment and patients with mild Alzheimer's disease: simple versus dual task: a preliminary report. Clin Physiol Funct Imaging 2010;30(1):51-6. doi: 10.1111/j.1475-097X.2009.00903.x.

35. Muir SW, Speechley M, Wells J, Borrie M, Gopaul K, Montero-Odasso M. Gait assessment in mild cognitive impairment and Alzheimer's disease: the effect of dual-task challenges across the cognitive spectrum. Gait Posture 2012;35(1):96-100. doi: 10.1016/j.gaitpost.2011.08.014.

36. Cedervall Y, Halvorsen K, Aberg AC. A longitudinal study of gait function and characteristics of gait disturbance in individuals with Alzheimer's disease. Gait Posture 2014;39(4):1022-7. doi: 10.1016/j.gaitpost.2013.12.026.

37. Gillain S, Drame M, Lekeu F, Wojtasik V, Ricour C, Croisier JL, et al. Gait speed or gait variability, which one to use as a marker of risk to develop Alzheimer disease? A pilot study. Aging Clin Exp Res 2016;28(2):249-55. doi: 10.1007/s40520-015-0392-6.

38. Rucco R, Agosti V, Jacini F, Sorrentino P, Varriale P, De Stefano M, et al. Spatio-temporal and kinematic gait analysis in patients with Frontotemporal dementia and Alzheimer's disease through 3D motion capture. Gait Posture 2017;52:312-7. doi: 10.1016/j.gaitpost.2016.12.021.

39. Montero-Odasso MM, Sarquis-Adamson Y, Speechley M, Borrie MJ, Hachinski VC, Wells J, et al. Association of dual-task gait with incident dementia in mild cognitive impairment: results from the gait and brain study. JAMA Neurol 2017;74(7):857-65. doi: 10.1001/jamaneurol.2017.0643.

40. Mc Ardle R, Morris R, Hickey A, Del Din S, Koychev I, Gunn RN, et al. Gait in mild Alzheimer's disease: feasibility of multi-center measurement in the clinic and home with body-worn sensors: a pilot study. J Alzheimers Dis 2018;63(1):331-41. doi: 10.3233/JAD-171116.

41. Boripuntakul S, Lord SR, Brodie MA, Smith ST, Methapatara P, Wongpakaran N, et al. Spatial variability during gait initiation while dual tasking is increased in individuals with mild cognitive impairment. J Nutr Health Aging 2014;18(3):307-12. doi: 10.1007/s12603-013-0390-3.

42. Konig A, Klaming L, Pijl M, Demeurraux A, David R, Robert P. Objective measurement of gait parameters in healthy and cognitively impaired elderly using the dual-task paradigm. Aging Clin Exp Res 2017;29(6):1181-9. doi: 10.1007/s40520-016-0703-6.

43. Choi JS, Oh HS, Kang DW, Mun KR, Choi MH, Lee SJ, et al. Comparison of gait and cognitive function among the elderly with Alzheimer’s Disease, Mild Cognitive Impairment and Healthy. International Journal of Precision Engineering and Manufacturing 2011;12(1):169-73. doi: 10.1007/s12541-011-0024-9

44. MacAulay RK, Wagner MT, Szeles D, Milano NJ. Improving Sensitivity to Detect Mild Cognitive Impairment: Cognitive Load Dual-Task Gait Speed Assessment. J Int Neuropsychol Soc 2017;23(6):493-501. doi: 10.1017/S1355617717000261.

45. Callisaya ML, Launay CP, Srikanth VK, Verghese J, Allali G, Beauchet O. Cognitive status, fast walking speed and walking speed reserve-the Gait and Alzheimer Interactions Tracking (GAIT) study. Geroscience 2017;39(2):231-9. doi: 10.1007/s11357-017-9973-y.

[Downloaded from jhbmi.com on 2024-10-12]

Original Article

Journal of Health and Biomedical Informatics
Medical Informatics Research Center
2019; 6(3): 178-196

Detection of Alzheimer's Disease in Elder People Using Gait Analysis and Kinect Camera

Seifallahi Mahmoud[1], Soltanizadeh Hadi[2]*, Hassani Mehraban Afsoon[3], Khamseh Fatemeh[4]

• **Received:** 6 Jan, 2019 • **Accepted:** 1 Jul, 2019

Introduction: Gait analysis using modern technology for detection of Alzheimer's disease has found special attention by researchers over the last decade. In this study, skeletal data recorded with a Kinect camera, were used to analyze gait for the purpose of detecting Alzheimer's disease in elders.
Method: In this applied-developmental experimental study, using a Kinect camera, data were collected for 12 elderly women with Alzheimer's disease and 12 healthy elderly women walking in an oval path. After extracting various features of gait, descriptive analysis was performed to compare the features between the healthy and patient groups. Then, a support vector machine classifier was designed to detect elderly people with Alzheimer's disease.
Results: The comparison of extracted features from skeletal data of gait using Kinect camera in this study indicate that the results are matched with previous findings from systems based on other types of sensors. The accuracy, sensitivity, precision and specificity of system designed in the present study for classifying elders with Alzheimer's disease and healthy elders were 91.25%, 93.4484%, 90.5945% and 93.581% respectively.
Conclusion: In addition to descriptive analysis of gait, by using machine learning methods such as support vector machine classifier, elderly people with Alzheimer's disease can be detected based on features extracted from skeletal data of Elderly people.

Keywords: Alzheimer Disease, Detection, Gait, Kinect Camera, Classification

• **Citation:** Seifallahi M, Soltanizadeh H, Hassani Mehraban A, Khamseh F. Detection of Alzheimer's Disease in Elder People Using Gait Analysis and Kinect Camera. Journal of Health and Biomedical Informatics 2019; 6(3): 178-96. [In Persian]

1. Ph.D Student in Electronic Engineering, Electronic Engineering Dept., Faculty of Electrical and Computer Engineering, Semnan University, Semnan, Iran.
2. Ph.D. in Electronic Engineering, Assistant Professor, Electronic Engineering Dept., Faculty of Electrical and Computer Engineering, Semnan University, Semnan, Iran
3. Ph.D. in Occupational Therapy, Professor, Occupational Therapy Dept., Faculty of Rehabilitation Sciences, Iran University of Medical Sciences and Health Sciences, Semnan, Iran
4. MD in Neurology, Iran Alzheimer's Association, Tehran, Iran

***Correspondence**: Electronic Engineering Dept., Faculty of Electrical and Computer Engineering, Semnan University, Semnan, Iran.
• **Tel:** 023-31532697 • **Email:** h_soltanizadeh@semnan.ac.ir

[Downloaded from jhbmi.com on 2024-10-12]