مجله نخبگان علوم و مهندسی

Journal of Science and Engineering Elites

جلد ۵- شماره ۵- سال ۱۳۹۹

www.ElitesJournal.ir

شناسایی بیماری اسکلروز آمیتروفیک جانبی مبتنی بر آنالیز غیرخطی سیگنال راه رفتن و هم جوشی در طبقه بندهای هوشمند

راحیل نوربخش[1*]، مهدی خضری[2]

۱- دانش آموخته کارشناسی ارشد دانشکده مهندسی برق، واحد نجف‌آباد، دانشگاه آزاد اسلامی، نجف‌آباد، ایران

۲- استادیار دانشکده مهندسی برق، واحد نجف آباد دانشگاه آزاد اسلامی، نجف آباد، اصفهان، ایران

*rahilnoorbakhsh@yahoo.com

ارسال: آبان ماه ۹۹ پذیرش: آذر ماه۹۹

چکیده

بیماری اسکلروز جانبی آمیوتروفیک یک بیماری نورون‌های حرکتی است که موجب تخریب پیشرونده و غیرقابل‌ترمیم در دستگاه عصبی مرکزی (مغز و نخاع) و دستگاه عصبی محیطی می‌شود. این عارضه با نشانه‌های فلج مرکزی و محیطی تواماً همراه است. در این مطالعه، یک ساختار طبقه‌بندی بیماری اسکلروز جانبی آمیوتروفیک از حالت سالم، مبتنی بر آنالیز دینامیک راه رفتن ارائه می‌شود. بدین منظور از یک ساختار پنج مرحله‌ای استفاده می‌گردد. در گام اول، از یک دسته داده ثبت شده توسط سنسورهای مقاومتی حساس به نیرو برای آنالیز دینامیک راه رفتن که در زیر پا قرار می‌گیرند، استفاده شده است. این دادها شامل ۱۵ ثبت از بیماران پارکینسونی، ۲۰ ثبت از بیماران هانتینگتون، ۱۳ ثبت از بیماری اسکلروز جانبی آمیوتروفیک و ۱۶ ثبت برای گروه کنترل است. در گام دوم، سیگنال اخذ شده به کمک فیلتر بانک تبدیل موجک دابیچیز ۸ با هشت سطح تجزیه، با ضرایب پیش فرض نرم افزار متلب، کاهش نویز و بهسازی می‌شود. در گام سوم، از داده‌های ثبت شده مجموعه‌ای از ویژگی‌های زمانی، فرکانسی و غیرخطی (نمای لیاپانوف) استخراج می‌شود. مجموعه ویژگی‌های یازده‌گانه از دو الکترود پای راست و چپ استخراج می‌شود. در گام چهارم، ویژگی‌های استخراج شده به عنوان ورودی یک ساختار کاهش بعد ویژگی (آنالیز مؤلفه‌های اصلی) در نظر گرفته می‌شوند. ویژگی‌های کاهش بعد یافته، شامل ۸ ویژگی، به عنوان ورودی ساختارهای طبقه بندی خطی (ماشین بردار پشتیبان خطی) و غیر خطی (نزدیک‌ترین همسایه و شبکه‌های عصبی) در نظر گرفته می‌شوند. تمامی شبیه‌سازی‌ها تحت نرم افزار MATLAB پیاده‌سازی شد و اعتبارسنجی روش پیشنهادی از طریق تحلیل ماتریس درهم ریختگی و محاسبه شاخص دقت، صحت و شاخص اختصاصیت انجام شد. نتایج حاصل از شبیه‌سازی نشان داد که شبکه عصبی چند لایه پرسپترون با ویژگی‌های کاهش بعد یافته (غیرخطی) دقتی بالاتر از ۹۲ درصد را در تشخیص بیماری اسکلروز جانبی آمیوتروفیک مبتنی برآنالیز دینامیک راه رفتن را دارد.

کلمات کلیدی: آنالیز دینامیک راه رفتن، آنالیز مؤلفه‌های اصلی، بیماری‌های انحطاط عصبی، تبدیل موجک طبقه بندی

www.SID.ir

Archive of SID

۱- مقدمه

بیماری اسکلروز جانبی آمیوتروفیک[1] یک بیماری نورون‌های حرکتی است که موجب تخریب پیشرونده و غیرقابل‌ترمیم در دستگاه عصبی مرکزی و محیطی می‌شود. اسکلروز جانبی آمیوتروفیک شایع‌ترین بیماری نورون‌های حرکتی می‌باشد؛ این بیماری هم علایم نورون محرکه فوقانی و هم نشانه‌های نورون محرکه تحتانی را ایجاد می‌کند. در حقیقت در این عارضه نشانه‌های فلج مرکزی و محیطی تواماً ایجاد می‌شود. این بیماری منجر به از دست رفتن تدریجی عملکرد عضلات می‌گردد و با تضعیف ماهیچه‌ها به تدریج فرد به فلج عمومی مبتلا می‌شود. به طوری که توانایی هرگونه حرکتی از شخص سلب خواهد شد. معمولاً مبتلایان به این بیماری مدت زمان زیادی زنده نمی‌مانند [۱].

این بیماری با یک ضعف عضلانی آغاز می‌شود. زمانی که نورون‌ها به علت بیماری شروع به مردن می‌کنند؛ معمولا اولین علامت، ضعف عضلات است. این ضعف عضلانی می‌تواند در هر جای بدن فرد مبتلا خود را نشان دهد، اما معمولا اولین بار خود را در دست‌ها، پاها و یا دهان نشان خواهد داد. یکی دیگر ازبیماری‌هایی که بر روی سیستم عصبی و مغز تأثیر می‌گذارد، بیماری هانتینگتون[2] است. بیماری هانتینگتون بیماری است که پیشرفت کندی دارد و با حرکت‌های بدن تداخل دارد و می‌تواند بر روی هوشیاری، قدرت تفکر و قضاوت فرد تأثیر گذاشته و به تغییر در رفتار او منجر شود. این علائم به خاطر آسیب دیدگی و مرگ برخی از سلول‌های مغز(سلول‌های عصبی)در بخش‌های خاصی از مغز اتفاق می‌افتد.

بیماری پارکینسون[3] یک بیماری دستگاه عصبی مرکزی در بزرگسالان مسن‌تر است، که مشخصه آن سفتی عضلانی پیشرونده تدریجی، لرزش و از دست رفتن مهارت‌های حرکتی است. این اختلال هنگامی رخ می‌دهد که نواحی خاصی از مغز توانایی خود در تولید دوپامین را از دست دهند. ارتعاش و لرزش دست و پا در حالت استراحت، کندی حرکات، سختی و خشک شدن دست و پا و بدن و نداشتن تعادل علائم اصلی این بیماری را تشکیل می‌دهند [۲].

در پزشکی مغز و اعصاب، اختلالات راه رفتن یکی از پیچیده‌ترین عوارضی است که در اثر بیماری‌های مغز و اعصاب اتخاذ می‌شود. به علاوه تشخیص انواع این بیماری برای پزشکان بسیار مشکل است. علت آن نیز تنوع گونه‌های این بیماری و نادر بودن بعضی از این گونه‌هاست. اختلالات راه رفتن به بخش‌های عمده‌ی سیستم عصبی، اسکلتی-عضلانی و قلبی بستگی دارد. الگوی راه رفتن فردی به سن، شخصیت، خلق و خو و عوامل اجتماعی فرهنگی مرتبط است. اختلالات راه رفتن منجر به از بین رفتن آزادی شخصی، صدمات و کاهش چشمگیر کیفیت زندگی می‌شود. شروع حاد یک اختلال راه رفتن ممکن است، نشان دهنده یک ضایعه مغزی یا سایر آسیب‌ها به سیستم عصبی باشد [۳].

علی رغم اینکه حرکت و راه رفتن اتوماتیک به نظر می‌رسد؛ اما بسیار پیچیده می‌باشد. راه رفتن ترکیب تعدادی از مکانیزم‌های عصبی است و تمامی سطوح اعصاب در آن دخالت دارند. اکثر این مکانیزم‌ها در توقف یکدیگر دخالت دارند. اعصاب بیرونی و دور از مرکز بایستی بدون عیب باشند تا اینکه اطلاعات را به نخاع و مراکز بالاتر برسانند و جنبش‌هایی را هم در درون ماهیچه ایجاد کنند. در درون نخاع مکانیزم‌های پیچیده‌ای به منظور ایجاد حرکات ساده و متناوب اندام‌ها وجود دارد. انعکاس کشش ماهیچه همانند انعکاس‌های پیچیده حالت نیز توسط مرکز نخاع انجام می‌گیرد. مرکزهایی در مخ که مربوط به راه رفتن هستند، فعال و کنترل می‌شوند. این کنترل توسط جنبش‌های تنزلی که از طریق گیرنده‌های گردن صورت می‌گیرد، انجام می‌شود. از آن جا که مکانیزم‌های مغزی که به منظور تنظیم کردن و متناسب کردن تأثیر مخچه بسیار ضروری است، نگاه دقیق به راه رفتن موجب می‌شود که در مورد کارکرد سیستم‌های عصبی داخلی و خارجی اطلاعات زیادی کسب شود [۴].

[1] Amyotrophic Lateral Sclerosis Disease

[2] Huntington disease

[3] Parkinson's disease

www.SID.ir

Archive of SID

شخصی که مشکل راه رفتن ندارد، به راحتی راه می‌رود زیرا حرکات اتوماتیک است و شخص در عمل متوجه ایجاد این حرکات نیست. به منظور راه رفتن، وزن شخص به طور متناسب از یک سمت به سمت دیگر شیفت پیدا می‌کند و به یک سمت اجازه می‌دهد که بدون وزن و به آسانی حرکت نماید و جلو برود. در این حرکت لگن هم زاویه‌اش به سمتی است که وزن را تحمل می‌کند. در همین حال سمت دیگر به جلو می‌رود و دست به جلو و عقب حرکت می‌کند. این حرکت در شانه مختصر است و دور از مرکز بدن افزایش می‌یابد. حالت تنه و بدن در هر شخص با شخص دیگر متفاوت است ولی بطور کلی اشخاص تقریباً صاف هستند.

هنگامی‌که آسیب دیدگی بافت در بدن رخ دهد، این عوامل موجب راه رفتن و حرکت غیرطبیعی می‌شود. از دست دادن کنترل بدن نیز موجب به وجود آمدن اختلال در راه رفتن می‌شود. هنگامی که پزشکی با شخصی که اختلال در راه رفتن دارد روبرو شوند، بایستی اطلاعاتی در مورد راه رفتن طبیعی داشته باشند تا بتواند نوع بیماری را بطور دقیق شناسایی نماید. به علاوه بایستی بتواند مقایسه‌ای بین حرکت طبیعی و غیر طبیعی انجام دهد. علی رغم این نباید فراموش کرد که هر شخصی به یک شکل خاص راه می‌رود.راه رفتن نیازمند کارکرد صحیح سیستم اسکلتی عضلانی و سیستم عصبی بدن است. چرخه‌ی راه رفتن به دو قسمت swing و stance تقسیم می‌شود. مدت زمانی که در آن پا بر روی زمین قرار دارد، فاز stance است. فاز swing هنگامی‌شروع می‌شود که پا از روی زمین بلند شده و تا هنگامی‌که پاشنه را بر روی زمین می‌گذاریم این فاز ادامه دارد. در هر قدم لگن چند درجه در سمتی که وزن را تحمل نمی‌کند (سمتی که پا در حال حرکت است.) بلند می‌شود. زاویه‌ای که لگن در آن تغییر حرکت، می‌دهد در هر شخصی متفاوت است. فاصله‌ی بین دو پا معمولاً ۲ تا ۴ اینچ است و زاویه‌ی پا معمولاً ۵ درجه است [۵].

به منظور دسته‌بندی انواع بیماری‌های راه رفتن و تحلیل آن‌ها بایستی به تحلیل حرکت شخص پرداخته شود. دسته‌بندی این بیماری‌ها و تحلیل آن‌ها در علوم پزشکی کاربرد بسیار دارد. این تحلیل توسط نشانه‌هایی که در قسمت‌های مختلف بدن بیمار متصل می‌شود، صورت می‌گیرد. در واقع این نشانه‌ها بیان گر مکان دقیق هر کدام از قسمت‌های بدن است. با اینکه استفاده از نشانه‌ها بسیار وقت گیر است؛ در عوض اطلاعات جزئی از حرکات انسان فراهم می‌کند. علاوه بر این ممکن است، روش‌های مستقل و بدون نشانه نیز به منظور تحلیل بیماری‌های حرکتی استفاده شوند که نمونه‌ای از آن‌ها استفاده از تصاویر و پردازش آن‌ها می‌باشد. دیگر مواردی که در آن‌ها از تحلیل راه رفتن استفاده می‌شود، ورزش و تشخیص هویت فرد است. چرخه راه رفتن نیز همان حرکتی است که در طول زمان مدام تکرار می‌گردد. حال در صورتی که فردی این قوانین را حین راه رفتن دنبال ننماید، در حرکت خود دچار اختلال شده و از دید شخص دیگر غیر طبیعی به نظر می‌رسد. این اختلالات نیز دلائل گوناگون داشته و تنوع فراوانی دارد. به همین دلیل در این بخش به بررسی اختلالات مهم پرداخته می‌شود [۱-۶].

در راه رفتن همی‌پلژیک[1] صدمه‌ها و آسیب‌های قسمت‌های بالایی اعصاب موجب گرفتگی ماهیچه می‌شود. به گرفتگی ماهیچه در اثر صدمه اعصاب، اسپاستیک[2] گویند. این عارضه معمولاً در افرادی رخ می‌دهد که سکته‌ی مغزی را تجربه کرده‌اند و در اثر سکته دچار گرفتگی ماهیچه شده‌اند. اگر این گرفتگی تنها در یک سمت بدن رخ دهد، عضو پایینی که صدمه دیده است به سختی جلو رفته و در حرکت در تمامی‌مفاصل آزادی نخواهد داشت و ناتوان خواهد بود. به علاوه پنجه پای آسیب دیده تمایل به سمت پایین دارد که این موجب می‌گردد دست‌ها و پاها غیر عادی جلوه کنند؛ در نتیجه در اثر راه رفتن پنجه پا بر روی زمین کشیده می‌شود. در این نوع بیماری دست‌ها نیز حرکت عادی خود را نخواهند داشت [۱]. در راه رفتن قیچی وار هنگامی‌که هر دو سمت اسپاستیک شود، راه رفتن مثل قیچی می‌شود. عضوهای پایینی در دو سمت به صورت منظم و سفت به جلو رانده می‌شوند و تنه و قسمت‌های بالایی بدن با حرکات خود، حرکات سفت پاها را جبران می‌کنند. در این نوع، پنجه‌ی پا روی زمین کشیده می‌شود. به علاوه پاها در قسمت لگن و زانوها خم می‌گردند [۷]. راه رفتن آتاکسیک غیر مطمئن است و ناشی از دست دادن حس موضعی در عضوهای پایینی است. بیمار پاها را با فاصله از هم قرار می‌دهد و در قدم برداشتن خیلی ناگهانی عمل می‌کند و پاها را بسیار بالا

[1] Hemiplegia

[2] Spastic

www.SID.ir

Archive of SID

برمی‌دارد. در هنگام پا گذاشتن بر روی زمین هم به صورت ضربه‌ای و بسیار محکم پاها را به زمین می‌کوبد. فاصله بین قدم‌ها یکنواخت نیست و حالت تلو تلو خوردن و نوسان را دارد. در راه رفتن استیپیج شخصی که پنجه پای خود را رها می‌کند، یعنی پایش به سمت پایین تمایل دارد ، عضو سعی می‌کند عضو آسیب دیده خود را از حد نرمال بالاتر ببرد و در نتیجه از کشیدن انگشتان خود بر روی زمین جلوگیری می‌کند [۸].

در بیماری پارکینسون حالت راه رفتن به صورت کاملاً ثابتی تغییر می‌کند به طوری که می‌توان یک تصویر کلیشه‌ای را ایجاد کرد. در حالت پیشرفته این بیماری سر و شانه‌ها به سمت جلو خم می‌شوند. بازوها به سمت بیرون قرار می‌گیرند و ساعد کمی‌خم می‌شود. مچ‌های دست کشیده شده و انگشتان در محل مفاصل خم می‌شوند. هنگامی‌که شخص شروع به راه رفتن می‌کند حرکات اعضای پایین خیلی آرام می‌باشد. بیمار ممکن است در هنگام راه رفتن متمایل به جلو باشد (فشار به سمت جلو). به همین دلیل قدم‌ها عجولانه است. در نتیجه پاها روی زمین کشیده می‌شوند به طوری که حرکات خیلی سریع شده تا زمانی که بیمار انگار می‌دود. راه رفتن لیمپنگ از عوامل متفاوتی ناشی می‌شود(مانند کوتاهی یکی از اندام‌ها مانند پا). دلیل مشترک برای لنگیدن دردی است که در یک سمت بدن تحمل می‌شود. بیمار سمتی را که آسیب دیده به آرامی‌زمین می‌گذارد و یک قدم کوتاه برمی‌دارد تا از تحمل وزن در آن سمت جلوگیری کند. عضو سمت دیگر که سالم است در همان لحظه خیلی سریع به جلو رانده می‌شود و بیشتر از حد معمول با قوت به زمین می‌رسد [۹].

روش‌های تشخیص بیماری‌های انحطاط عصبی در محیط‌های کلینیکی بیشتر به صورت کیفی است به صورتی که تشخیص این دسته از بیماری‌ها محدود به ترسیم شکل‌های هندسی مدور(نظیر دایره یا بیضی)، شکستن گردو و یا انجام اعمال ریتمیک است. مطالعاتی که در حوزه شناسایی بیمارهای انحطاط عصبی هستند، اگرچه در حال رشد می‌باشند؛ اما همچنان در مراحل اولیه از لحاظ پردازشی هستند. به نظر می‌رسد روش پیش پردازش و کاهش نویز برای این نوع از سیگنال در مطالعات، باتوجه به ناشناخته ماندن محدوده فرکانسی و منابع نویز، در مراحل اولیه می‌باشد [۱۰].

همچنین آنالیزهای انجام شده در حوزه پردازش سیگنال راه رفتن محدود به پردازش‌های زمانی است که حساس به نویز هستند و به آنالیز این سیگنال در حوزه زمان- فرکانس و غیرخطی کم‌تر پرداخته شده است. همچنین روش‌های کاهش بعد ویژگی‌ها به عنوان یک ابزار در افزایش سرعت و دقت طبقه بندها و افزایش تفکیک پذیری، کم‌تر مورد توجه قرار گرفته است. در نهایت ساختارهای طبقه بندی خطی و غیرخطی در یک مجموعه و یا یک ساختار شورایی به صورت تطبیقی ارزیابی نشده‌اند [۱۱].

با در نظر گرفتن محدودیت‌های مطالعات این حوزه پژوهشی، این مطالعه، یک ساختار طبقه بندی بیمارهای انحطاط عصبی مبتنی برآنالیز دینامیک راه رفتن در بیماران مبتلا به اسکلروز جانبی آمیوتروفیک، هانتینگتون و پارکینسون ارائه می‌شود. بدین منظور از یک ساختار پنج مرحله‌ای استفاده می‌شود. در گام اول از یک دسته داده ثبت شده توسط سنسورهای مقاومتی حساس به نیرو برای آنالیز دینامیک راه رفتن که در زیر پا قرار می‌گیرند استفاده شده است. این دادگان در پایگاه داده فیزیونت[1] قرار دارد. در گام دوم سیگنال اخذ شده به کمک فیلتر بانک تبدیل موجک با ضرایب پیش فرض نرم افزار متلب حذف نویز و بهسازی می‌شود. در گام سوم از داده‌های ثبت شده مجموعه‌ای از ویژگی‌های آماری، زمانی، فرکانسی و غیرخطی استخراج می‌شود. در گام چهارم ویژگی‌های استخراج شده به عنوان ورودی یک ساختار کاهش بعد ویژگی(آنالیز مؤلفه‌های اصلی)در نظر گرفته می‌شوند. ویژگی‌های کاهش بعد یافته به عنوان ورودی ساختارهای طبقه بندی خطی(ماشین بردار پشتیبان خطی) و غیر خطی(نزدیک‌ترین همسایه و شبکه‌های عصبی) در نظر گرفته می‌شوند. هدف یافتن برچسب کلاس نوع بیماری مبتنی بر آنالیز سیگنال راه رفتن است. تمامی‌شبیه سازی‌ها تحت نرم افزار MATLAB پیاده سازی شد و اعتبار سنجی روش پیشنهادی از طریق تحلیل ماتریس درهم ریختگی و محاسبه شاخص دقت، صحت و شاخص اختصاصیت انجام شد. در این مقاله به بررسی و تعیین ویژگی‌های مناسب برای

[1] PhysioNet

www.SID.ir

Archive of SID

طبقه بندی کننده‌های خطی و غیر خطی پرداخته می‌شود و با این حال تلاش می‌شود ملزومات دیگر مراحل به نحوی بر آورده شود که نتیجه مطلوب به دست آید.

۲–روش

۲–۱– فرایند ثبت سیگنال‌های فیزیولوژیکی

در این مطالعه از پایگاه داده فیزیونت برای بیماری‌های انحطاط عصبی استفاده گردیده است. این پایگاه داده شامل یک دسته داده ثبت شده توسط سنسورهای مقاومتی حساس به نیرو برای آنالیز دینامیک راه رفتن که در زیر پا قرار می‌گیرند، می‌باشد. این دادگان در پایگاه داده فیزیونت قرار دارد و شامل ۱۵ ثبت از بیماران پارکینسونی، ۲۰ ثبت از بیماران‌هانتینگتون، ۱۳ ثبت از بیماری اسکلروز جانبی آمیوتروفیک و ۱۶ ثبت برای گروه کنترل است. پس از دانلود داده‌های هر نفر، یک فایل زیپ برای هر نفر در نظر گرفته گردیده است که در آن یک فایل.mat قرار دارد و یک فایل اکسل که حاوی اطلاعات مربوط به نمونه‌ای است که از وی ثبت گرفته گردیده است. ابعاد هر ماتریس پس از ورود به متلب ۲ سطر و ۹۰۰۰۰ ستون است که دو سطر مربوط به داده‌های پای چپ و راست و ۹۰۰۰۰ مربوط به نمونه‌های ثبت شده در واحد زمان است. فرکانس نمونه برداری دستگاه ۳۰۰ هرتز بوده است، بنابراین می‌توان نتیجه گرفت که طول زمانی هر ثبت ۳۰۰ ثانیه معادل ۵ دقیقه بوده است جدول ۱ مقایسه روش پیشنهادی با پژوهش‌های دیگر محققان را ارایه می‌دهد [۱۲].

جدول ۱–مقایسه روش پیشنهادی با پژوهش‌های دیگر محققان

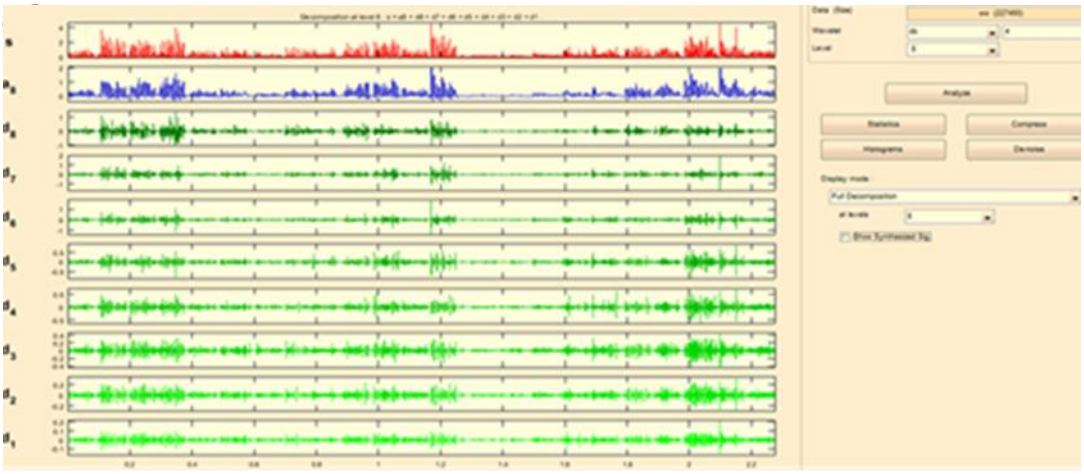
نام نویسندگان	سال پژوهش	نوع ویژگی	ساختار طبقه بندی	صحت(٪)
Scafetta و همکاران	۲۰۰۷	تعداد گام‌ها	ماشین بردار پشتیبان	۸۹/۶۶
Shi و We	۲۰۱۱	استخراج ویژگی آماری از تابع توزیع احتمال	ماشین بردار پشتیبان	۸۲/۸
Renو همکاران	۲۰۱۷	همبستگی مولفه‌های تجزیه شده با مد تجربی	ماشین بردار پشتیبان	۹۰/۲
Zhao و همکاران	۲۰۱۸	–	شبکه حافظه کوتاه–بلند مدت	۸۹
روش پیشنهادی	۲۰۱۹	زمانی، فرکانسی و غیرخطی	ترکیب در طبقه بندی‌های هوشمند	۹۲

۲–۲– پیش‌پردازش و آماده‌سازی سیگنال‌ها

به منظور کاهش نویز از داده‌ها از جعبه ابزار تبدیل موجک نرم افزار MATLAB استفاده گردیده است. همان طور که پیش از این نیز اشاره شد، به منظور کاهش نویز از ضرایب پیش فرض تبدیل موجک در حذف نویزهایی با منابع غیر مشخص استفاده گردیده است. مطالعات محققان نشان داده است که موجک دابیجیز ۴ با هشت سطح تجزیه پس از نگاه داشتن ضرایب تقریب(کلیات) اطلاعات اصلی سیگنال را حفظ می‌کند. به منظور اعمال تبدیل موجک با نوشتن دستور wavemenu در پنجره فرمان و استفاده از تبدیل موجک یک بعدی عملیات حذف نویز انجام گردیده است. البته مجموعه عملیات حذف نویز با استفاده از دستور ddencmp در صفحه edito محقق گردیده است. حذف نویز برای هر حرکت، هر تکرار و هر الکترود به صورت مجزا انجام شده است و مجدداً ماتریس حذف نویز شده، برای اجرای فرآیند پردازش مورد استفاده قرار گرفته است. خلاصه این فرآیند با استفاده از رابط گرافیکی نرم افزار MATLAB به تصویرکشیده می‌شود شکل۱ به منظور ارزیابی فرآیند کاهش نویز از روش سعی و خطا استفاده گردیده است [۱۳].

www.SID.ir

Archive



شکل۱ -تجزیه الکترود اول سیگنال به هشت سطح با موجک مادر دابیجیز [۴]

۳-۲- معرفی سیگنال‌های استفاده شده

در ثبت سیگنال راه رفتن بیماران پارکینسون، راه رفتن به صورت کاملاً ثابتی تغییر می‌کند، به طوری که می‌توان یک تصویر کلیشه‌ای را ایجاد کرد. در حالت پیشرفته این بیماری، سر و شانه‌ها به سمت جلو خم می‌شوند. بازوها به سمت بیرون قرار می‌گیرند و ساعد کمی‌خم می‌شود. مچ‌های دست کشیده شده و انگشتان در محل مفاصل خم می‌شوند. هنگامی‌که شخص شروع به راه رفتن می‌کند، حرکات اعضای پایین خیلی آرام می‌باشد. بیمار ممکن است در هنگام راه رفتن متمایل به جلو باشد(فشار به سمت جلو). به همین دلیل قدم‌ها عجولانه است. در نتیجه پاها روی زمین کشیده می‌شوند به طوری که حرکات خیلی سریع شده تا زمانی که بیمار انگار می‌دود. هم چنین شخص به سختی از روی صندلی بلند می‌شود (به خصوص اشخاص کوتاه قد). این گونه افراد در چرخش به اطراف مشکل دارند و حرکات آن‌ها آرام است و با قدم‌های کوتاه همراه است، به طوری که اعضای بالایی تقریباً بی حرکت باشند [۱۴].

در ثبت سیگنال راه رفتن بیماران هانتیگتون، با توجه به اینکه بیماری هانتینگتون بیماری است که پیشرفت کندی دارد و با حرکت‌های بدن تداخل دارد و می‌تواند بر روی هشیاری، قدرت تفکر تأثیر گذاشته و به تغییر در رفتار منجر شود. نتایج ثبت این سیگنال نشان می‌دهد که طی پیشرفت بیماری اندازه تغییرات زاویه مفاصل اندام تحتانی کاسته و زمان انجام حرکات افزایش می‌یابد [۱۵].

یکی دیگر ازثبت های انجام شده در این مطالعه، ثبت سیگنال راه رفتن در بیماری اسکلروز جانبی آمیوتروفیک می باشد. در این افراد بعلت اسپاسم یا گرفتگی ماهیچه‌های پا، در مقابل عوامل حرکت‌دهنده بیرونی سخت مقاومت می‌کنند. وقتی کف پا با یک جسم خارجی از پاشنه به سمت انگشتان تحریک شود، انگشتان پای فرد مبتلا به این بیماری به بالا حرکت می‌کند و از هم باز می‌شوند. در افراد سالم انگشتان به پایین یا به اصطلاح به داخل خم می‌شوند [۱۶].

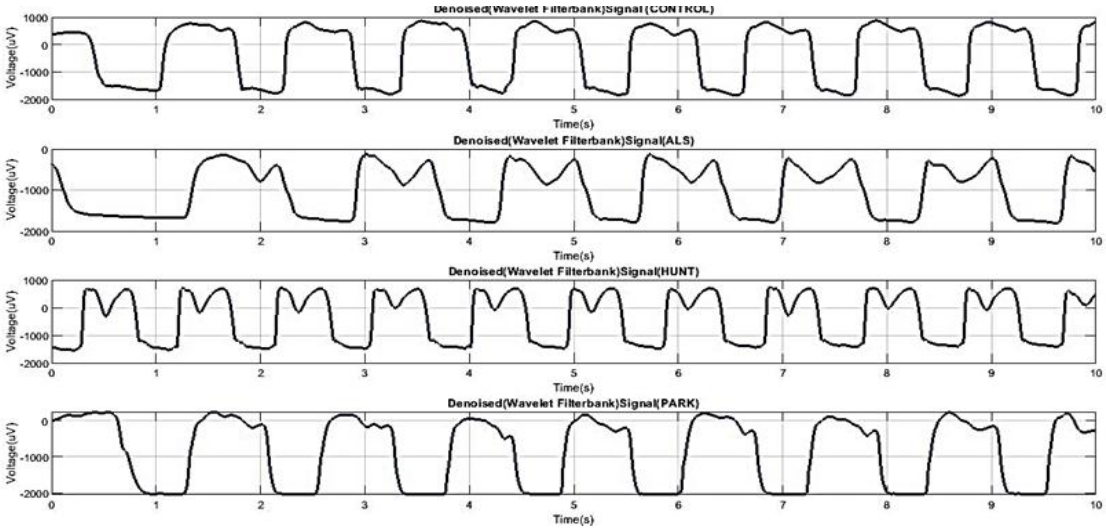
۴-۲- مشخصات سیستم طراحی‌شده

الف) استخراج و انتخاب ویژگی ها:

از ماتریس خروجی مرحله پردازش ویژگی‌ها استخراج می‌گردند. مجموع ۱۱ ویژگی از هر الکترود استخراج می‌گردد. بنابراین اگر تعداد ستون‌های ماتریس ویژگی، بیان‌کننده تعداد ویژگی‌های استخراج گردیده باشد، به ازای هر یک الکترود، ۱۱ ویژگی محاسبه می‌گردد که جمعاً ۲۲ ستون برای ماتریس ویژگی، تولید می‌کند. ویژگی‌ها پس از محاسبه با ماکزیمم مقدار هر ویژگی در هر الکترود، نرمالیزه شده‌اند و نمودارهای جعبه‌ای آن‌ها ترسیم شده است که گزارش این نمودارها در حرکات برای بررسی تغییرات ویژگی، برای هر الکترود و هر حرکت گزارش گردیده است شکل۲.

www.SID.ir

Archive



شکل ۲-داده‌های کاهش نویز شده سیگنال راه رفتن برای چهار کلاس برای مدت ده ثانیه از پای راست

ب) واحـدطبقـه‌بنـدی:

به منظور طبقه بندی ویژگی‌های استخراج شده و ویژگی‌های کاهش بعد یافته، از چهار ساختار طبقه‌بندی که در بخش‌های پیشین به آن‌ها اشاره شد، استفاده گردید. برای طبقه بندی ماشین بردار پشتیبان، کرنل‌های خطی و غیر خطی مورد استفاده قرار گرفتند، برای اعتبار سنجی از روش kfold و ولیدیشن[1] (توقف آموزش)استفاده شده است. معیار توقف آموزش براساس اعتبارسنجی متقابل ۵ استفاده شد و داده‌ها به صورت تصادفی در هر نوع حرکت به ورودی طبقه بندی کننده در نظر گرفته شده اند. درصد داده‌های آموزش ۷۵ درصد کل داده‌ها و ۲۵ درصد برای تست در نظر گرفته شدند. برای طبقه بندی نزدیک‌ترین همسایه تنظیمات مشابه ماشین بردار پشتیبان اعمال شد و معیار k برای طبقه‌بندی نزدیک‌ترین همسایه ۳ تا ۱۳ عوض گردید.

برای شبکه عصبی چند لایه پرسپترون، از یک شبکه با یک لایه پنهان با تعداد نورون‌های مختلف در لایه پنهان استفاده شد. تعداد نورون‌های لایه پنهان مطابق با مطالعه Man-chung و همکاران(۲۰۰۰)به اندازه‌ی نصف جمع ورودی‌ها و خروجی‌ها در نظر گرفته گردید. همچنین تعداد نورون‌های لایه پنهان بنابر مطالعه Freisleben(۱۹۹۲) برابر با ریشه دوم مجموع ورودی‌ها و خروجی‌ها و مطابق با مطالعه Gencay و همکاران(۱۹۹۹) برابر با لگاریتم در پایه طبیعی تعداد ورودی‌ها در نظر گرفته گردید و نتایج با یکدیگر مقایسه شد.۷۰ درصد داده‌ها برای آموزش ۲۵ درصد برای تست و ۵ درصد برای اعتبارسنجی و توقف فرآیند آموزش استفاده گردیدند. الگوریتم آموزش نیز نزول گرادیان بوده است [۱۷].

بعد از آماده سازی مجموعه ویژگی‌های مطلوب،آموزش واحد طبقه بندی به منظور شناسایی الگوهای راه رفتن انجام شد. در این مطالعه، دو نوع روش طبقه بند KNN , SVM مورد استفاده و ارزیابی قرار گرفت:

الف) روشsvm

در این روش سعی می‌شود صفحه جدا کننده طوری ایجاد شود که فاصله بین داده‌های کلاس‌های مختلف بیشینه شود. برای مجموعه آموزشی مفروض با ترکیب زوج ورودی و خروجی (x_i, x_j) که i=1,2,…l با $y \in \{1,-1\}^l$ و $x_i \in \square^n$ مساله بهینه سازی زیر باید حل شود:

$$\min_{\omega,b,\xi} \frac{1}{2}\omega^T\omega + C\sum_{i=1}^{1}\xi_i \qquad (۱)$$
$$y_i(\omega^T \phi(x_i) + b) \geq ۱-\xi_i \text{ به شرط } \xi_i \geq 0$$

ξ_i مقدار خطا یا طبقه بندی نادرست x_i را اندازه گیری می‌کند.C>0پارامتر جبران کننده برای بخش خطاست. ω بردار نرمال صفحه جداکننده است. تابع ϕ بردار آموزشی x_i را به فضایی با ابعاد بالاتر نگاشت می‌کند. MVS یک صفحه جدا کنده خطی با

[1] Validation

www.SID.ir

Archive of SID

بیشترین مرز را تعیین می‌کند. توابع کرنل متعددی به فرم کلی $K(x_i, x_j) = \emptyset(x_i)^T \emptyset(x_j)$ وجود دارند که در طبقه‌بندی به کار می روند. در این مطالعه از تابع کرنل FBR[1] استفاده شد.

ب) روش knn

یک داده نمونه در بین K تا از نزدیک‌ترین همسایه‌هایش به کلاسی که تعداد نمونه بیشتری در بین آنها داشته باشد طبقه‌بندی می‌شود.در این سیستم معیار فاصله اقلیدسی به کار رفت [۱۸].

$$x_1 = (x_{11}, x_{12}, .. x_{1n})$$
$$x_2 = (x_{21}, x_{22}, ... x_{2n}) \quad (۲)$$
$$\text{dist}(x_1, x_2) = \sqrt{\sum_{i=1}^{n}(x_{1i} - x_{2i})^2}$$

۵-۲- ساختار سیستم تشخیص در این‌پژوهش

در این مطالعه از پایگاه داده فیزیونت برای بیماری‌های انحطاط عصبی استفاده گردیده است. مرحله دوم پیش پردازش داده‌های خامی‌است که در مرحله اول گردآوری شده‌اند. بدین منظور از فیلترگذاری مناسب حوزه فرکانس مبتنی بر تبدیل موجک استفاده می‌شود تا نویز سیگنال راه رفتن ثبت شده کاهش یابد. خروجی مرحله پیش پردازش به عنوان ورودی مرحله استخراج ویژگی در نظر گرفته می‌گردد. مرحله سوم استخراج ویژگی از سیگنال تمیز است. مجموعه‌ای از ویژگی‌های زمانی(هم چون مقدار میانگین مطلق، مقدار انتگرال مطلق، جذر میانگین مربعات)، غیرخطی(هم چون آنتروپی به منظور بررسی میزان نظم سیگنال) و یا آشوبگونه(در صورت نیاز و هم چون ویژگی‌های حوزه‌ی آشوب هم چون نمای لیاپانوف[2]) از سیگنال استخراج می‌گردد. از آن جایی که تعداد ویژگی‌های استخراج شده زیاد است، یک روش کاهش فضای ویژگی مبتنی بر آنالیز مؤلفه‌های اصلی در نظر گرفته می‌گردد. بدین منظور از محاسبه ماتریس کواریانس، مقادیر و بردارهای ویژه، نمایشی جدید در فضای مؤلفه‌های اصلی به منظور کاهش فضای ویژگی بیان شده است. مجموعه ویژگی‌های استخراج شده به عنوان ورودی ساختار طبقه بندی کننده که مرحله پنجم این مطالعه را تشکیل می‌دهد در نظر گرفته می‌گردد. دقت مجموعه‌ای از طبقه بندی کننده‌ها نزدیک‌ترین همسایه، ماشین بردار پشتیبان خطی و غیر خطی در طبقه بندی ویژگی‌ها سنجیده می‌گردد و طبقه بندی کننده برتر انتخاب می‌شود. هدف از این کار مقایسه طبقه بندی کننده‌های خطی و غیر خطی در طبقه بندی در دقت و سرعت است. خروجی طبقه بندی کننده بهینه نوع عارضه یا بیماری انجام گردیده است و تمامی‌شبیه سازی‌ها تحت نرم افزار MATLAB صورت می‌پذیرد.

۶-۲- ارزیابی عملکرد طبقه بندی کننده‌ها

در این بخش نتایج حاصل از تحلیل ماتریس کانفیوژن[3] (درهم ریختگی) برای طبقه بندی نزدیک‌ترین همسایه، ماشین بردار پشتیبان ارائه می‌شود. از نتایج طبقه بندی، می‌توان چنین استنتاج کرد که ماشین بردار پشتیبان با کرنل غیر خطی و طبقه بند نزدیک‌ترین همسایه با مقیاس ریز در طبقه بندی ویژگی‌های چهار کلاس با بازدهی بالا را دارد. این مسئله را می‌توان چنین توجیه کرد که چون ویژگی‌های حرکات اول جداپذیر، خطی نیستند، طبقه بندهای خطی کارایی لازم را در طبقه بند ندارد. از جمع بندی جداول۲تا۷ به نظر می‌رسد که کاهش فضای ویژگی در بهبود پارامترهای دقت، صحت و حساسیت همه‌ی طبقه بندها و کاهش زمان محاسبات مؤثر بوده است.

به عنوان یک نتیجه‌گیری می‌توان چنین گفت که ویژگی‌های زمانی و فرکانسی با کاهش ویژگی با استفاده از آنالیز مؤلفه‌های اصلی به همراه طبقه بندهای ماشین بردار پشتیبان و نزدیک‌ترین همسایه به عنوان ساختار بهینه طبقه بندی معرفی می‌شود. همچنین برای ویژگی‌های حاصل از نگاشت دوبعدی می‌توان از تحلیل نمودارها دریافت که روش ابتکاری پیشنهادی نتایج قابل مقایسه‌ای با سیگنال دارد و در عین حال فضای ویژگی و زمان اجرای محدودتری دارد.

[1] Radial Basis Functuin

[2] Lyapunov Exponent

[3] Confusion matrix

www.SID.ir

Archive of SID

جدول۲- ارزیابی عملکرد طبقه بندی کننده نزدیک ترین همسایه قبل ازاعمال آنالیز مولفه‌های اصلی

شاخص اختصاصیت(٪)	دقت(٪)	حساسیت(٪)	نوع طبقه بندی کننده
۸۸/۲	۸۷/۳	۸۹/۷	نزدیک‌ترین همسایه وزن دار
۷۱/۴	۷۶/۴	۷۵/۲	نزدیک‌ترین همسایه باکرنل کسینوسی
۷۹/۳	۷۷/۱	۷۸/۳	نزدیک‌ترین همسایه با کرنل درجه‌ی دو
۸۸/۷۰	۸۹/۰	۹۰/۰۳	نزدیک‌ترین همسایه درشت مقیاس
۷۲/۷	۷۵/۳	۷۶/۴	نزدیک‌ترین همسایه میانه مقیاس
۹۱/۲	۸۹/۹	۹۰/۷	نزدیک‌ترین همسایه ریز مقیاس

جدول ۳-ارزیابی عملکرد طبقه بندی کننده ماشین بردار پشتیبان قبل ازاعمال آنالیز مولفه‌های اصلی

شاخص اختصاصیت(٪)	دقت(٪)	حساسیت(٪)	نوع طبقه بندی کننده
۷۸/۲	۸۰	۷۹/۴	ماشین بردار پشتیبان خطی
۸۹/۵	۹۰/۷	۹۱/۳	ماشین بردار با کرنل درجه‌ی دوم
۹۱/۸	۹۲/۵	۹۲/۲	ماشین بردار با کرنل درجه‌ی سوم
۷۳/۴	۷۹/۳	۷۵/۸	ماشین بردار پشتیبان گوسی درشت مقیاس
۸۹/۲	۸۷/۹	۸۳/۲	ماشین بردار پشتیبان گوسی میانه مقیاس
۹۲/۸	۹۴/۳	۹۳/۷	ماشین بردار پشتیبان گوسی ریز مقیاس

جدول ۴-ارزیابی عملکرد طبقه بندی کننده شبکه عصبی چند لایه قبل از اعمال آنالیزهای مولفه‌های اصلی

شاخص اختصاصیت(٪)	دقت(٪)	حساسیت(٪)	نوع طبقه بندی کننده
۸۱/۲	۸۶/۶	۸۲/۴	تعداد نورون لایه پنهان مطابقMan-chung
۸۶/۸	۸۵/۲	۸۴/۴	تعداد نورون لایه پنهان مطابقFreisleben
۸۷/۲	۸۸/۲	۸۶/۴	تعداد نورون لایه پنهان مطابقGencay

جدول ۵-ارزیابی عملکرد طبقه بندی کننده نزدیک ترین همسایه بعد از اعمال آنالیز مولفه‌های اصلی

شاخص اختصاصیت(٪)	دقت(٪)	حساسیت(٪)	نوع طبقه بندی کننده
۹۴/۸	۹۶/۱	۹۶/۲	نزدیک‌ترین همسایه وزن دار
۹۲/۲	۹۴/۳	۹۳/۹	نزدیک‌ترین همسایه باکرنل کسینوسی
۹۲/۱	۹۲/۲	۹۱/۷	نزدیک‌ترین همسایه با کرنل درجه‌ی دو
۹۲/۲	۹۲/۵	۹۳/۷	نزدیک‌ترین همسایه درشت مقیاس
۹۳/۲	۹۴/۳	۹۴/۲	نزدیک‌ترین همسایه میانه مقیاس
۹۴/۳	۹۵/۶	۹۵/۹	نزدیک‌ترین همسایه ریز مقیاس

جدول۶-ارزیابی عملکرد طبقه بندی‌کننده‌ی ماشین بردار پشتیبان بعد از اعمال آنالیز مولفه‌های اصلی

شاخص اختصاصیت(٪)	دقت(٪)	حساسیت(٪)	نوع طبقه بندی کننده
۹۴/۷	۹۵/۲	۹۶/۳	ماشین بردار پشتیبان خطی
۹۳/۹	۹۴/۷	۹۶/۶	ماشین بردار با کرنل درجه‌ی دوم
۹۵/۲	۹۶/۵	۹۶/۳	ماشین بردار با کرنل درجه‌ی سوم
۸۵/۹	۸۶/۷	۸۷/۶	ماشین بردار پشتیبان گوسی درشت مقیاس
۸۴/۶	۸۷/۳	۸۶/۸	ماشین بردار پشتیبان گوسی میانه مقیاس

www.SID.ir

Archive of SID

ماشین بردار پشتیبان گوسی ریز مقیاس	۹۵/۲	۹۶/۳	۹۵/۶

جدول ۷-ارزیابی عملکرد طبقه‌بندی‌کننده شبکه عصبی چند لایه بعد از اعمال آنالیز مولفه‌های اصلی

نوع طبقه بندی کننده	حساسیت(٪)	دقت(٪)	شاخص اختصاصیت(٪)
تعداد نورون لایه پنهان مطابقMan-chung	۹۳/۳	۹۱/۶	۹۱/۳
تعداد نورون لایه پنهان مطابقFreisleben	۹۴/۵	۹۵/۲	۹۶/۱
تعداد نورون لایه پنهان مطابقGencay	۹۵/۴	۹۶/۹	۹۷/۷

۳- پیشنهادات

با توجه به شبیه سازی‌های انجام شده و نتایج به دست آمده از آن می‌توان چنین دریافت که ماشین بردار پشتیبان و طبقه بند نزدیک‌ترین همسایه به همراه ویژگی‌های بردار می‌تواند به عنوان روش برتر برگزیده شود؛ چراکه نتایج بهتری را به همراه داشته است. در زمینه جمع آوری داده‌ها پیشنهاد می‌شود که از یک پایگاه داده‌ی بزرگ‌تر استفاده شود تا نتایج مربوط به شبیه سازی‌ها مستندتر باشد. در پیش پردازش داده‌ها پیشنهاد می‌شود از فیلترگذاری‌های تطبیقی استفاده شود به طور ی که بتوان فعالیت قلبی را پیش بینی و دنبال کرد، و حتی الامکان نویز و اغتشاش مربوط به منابع غیر مشخص نویز و اغتشاش را کاهش داد. در زمینه‌ی استخراج ویژگی‌ها پیشنهاد می‌شود که با توجه به گستردگی فضای ویژگی‌ها از روش‌های انتخاب ویژگی‌ها نظیر روش‌های بهینه سازی نظیر الگوریتم ژنتیک یا کلونی مورچگان بهره جست یا از روش ترکیب ویژگی‌ها نظیر تحلیل مؤلفه‌های مستقل بهره جست. در زمینه ساختارهای طبقه بندی پیشنهاد می‌شود از روش‌های طبقه بندی با داخل کردن دانش خبره نظیر روش نوروفازی بهره جست. همچنین می‌توان برای بهبود دقت، حساسیت و شاخصیت اختصاصیت از ترکیب در سطح طبقه بندی کننده‌ها بهره جست.

۴-بحث و نتیجه‌گیری

سیستم طراحی شده با روش هم جوشی در طبقه بندهای هوشمند در این مطالعه در مقایسه با سیستم های پیشین، عملکرد بهتری داشته اند. در این مطالعه، علاوه بر ارایه ساختاری مؤثر برای طراحی سیستم، سعی شد تا حدممکن نیازمندی‌های یک سیستم تشخیص بیماری اسکلروز آمیتروفیک جانبی مبتنی بر آنالیز غیرخطی سیگنال راه رفتن مطمـئن تامین شود. در طراحی سیستم‌های تشخیص بیماری‌های عصبی ، فارغ از هر روش پردازشی که برای استخراج، ویژگی ها و طبقه‌بندی حالت‌ها مورد استفاده قرار می‌گیرد و دقت در ایجاد حالت های غیرعادی در راه رفتن با چرخه سالم راه رفتن، اهمیت ویژه دارد. روش هم جوشی ارایه شده، دو نیاز، دقت شناسایی و سرعت پاسخ دهی، را تا حد قابل قبولی برای سیستم فراهم می‌کند. همچنین کمتر بودن تعداد سیگنال‌های مورد استفاده باعث ساده‌تر شدن سیستم و مطلوبیت آن برای کاربر می‌شود.

در مطالعه حاضر، نتایج حاصل از شبیه سازی‌ها نشان داد که استفاده از فیلتر بانک تبدیل موجک در بهبود سیگنال و کاهش نویز کارایی لازم را دارد. نتایج طبقه بندی نشان می‌دهد، که ماشین بردار پشتیبان با کرنل غیر خطی و طبقه بندی نزدیک‌ترین همسایه با مقیاس ریز در طبقه بندی ویژگی‌ها با بازدهی بالا را دارد. این مسئله را می‌توان چنین توجیه کرد که چون ویژگی‌های حرکات اول جداپذیر خطی نیستند، طبقه بندهای خطی کارایی لازم را در طبقه بندی ندارد.کاهش فضای ویژگی در بهبود پارامترهای دقت، صحت و حساسیت همه طبقه بندها و کاهش زمان محاسبات مؤثر بوده است. در فرآیند ترکیب فقط از سه نوع طبقه بند دیگر بهره‌گیری شد. نتایج حاصل از ترکیب در سطح طبقه بندها را برای K-fold با ضریب ۵ نمایش می‌دهد. نتایج حاصل نشان می‌دهد که ترکیب در سطح طبقه‌بندها سبب بهبود نتایج شده است و در این میان روش decision template و روش دمپستر-شفر[1] بهترین روش ترکیب طبقه بندها بوده است و سبب بهبود در نتایج طبقه بندی شده است. بر اساس نتایج، پیشنهاد می‌شود تا در طراحی‌سیستم‌تشخیص راه رفتن صحیح، از روش‌هم‌جوشی‌تطبیقی واحدهای طبقه‌بندی استفاده شود.

[1] Dempester- shafer

www.SID.ir

Archive of SID

۵-منابع

1. Hollman, John, et al. "Complexity and Fractal Dynamics of Gait in Treadmill Ambulation: Implications for Rehabilitation Providers." Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 97.10 (2016): e82.

2. Yasuyuki Ohta a, Toru Yamashita a, Nozomi Hishikawa a, Kota Sato a, Noriko Hatanaka Affective improvement of neurological disease patients and caregivers using an automated telephonecall service Sci.2018.07.006

3. Gait disorders in adults and the elderly,A clinical guide:Walter Pirker MD & Regina Katzenschlager MD ,Wiener klinische Wochenschrift volume 129, pages 81–95(2017)

4. 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 2014, 14, 3362-3394

5. Kharb, Ashutosh & Saini, Vipin & Jain, Y & Dhiman, Surender & Tech, M & Scholar,. (2011). A review of gait cycle and its parameters. IJCEM Int J Comput Eng Manag. 13.

6. W. Aziz, M. Arif, Complexity analysis of stride interval time series by threshold dependent symbolic entropy, Eur. J. Appl. Physiol. 98 (1) (2006) 30–40.

7. N. Scafetta, D. Marchi, B.J. West, Understanding the complexity of human gait dynamics, Chaos 19 (2) (2009) 026108.

8. Y.F. Wu, S. Krishnan, Computer-aided analysis of gait rhythm fluctuations in amyotrophic lateral sclerosis, Med. Biol. Eng. Comput. 47 (11) (2009(1165–1171

9. M.R. Daliri, Automatic diagnosis of neuro-degenerative diseases using gait dynamics, Measurement 45 (7) (2012) 1729–1734

10. Streamlining the management of Parkinson disease in CanadaVeronica: Bruno and Maria Eliza Thomaz de FreitasCMAJ September 09, 2019 191 (36) E979-E980; DOI: https://doi.org/ 10.1503/ cmaj.191089

11. Rastegari, Elham, Sasan Azizian, and Hesham Ali. "Machine Learning and Similarity Network Approaches to Support Automatic Classification of Parkinson's Diseases Using Accelerometer-based Gait Analysis." In Proceedings of the 52nd Hawaii International Conference on System Sciences. 2019.

12. Bishop, C. M. (2006). Pattern recognition and machine learning. springer.

13. Woźniak, Michał, Manuel Graña, and Emilio Corchado. "A survey of multiple classifier systems as hybrid systems." Information Fusion 16 (2014): 3-17.

14. M.R. Daliri, Automatic diagnosis of neuro-degenerative diseases using gait dynamics, Measurement 45 (7) (2012) 1729–1734

15. J.M. Hausdorff, S.L. Mitchell, R. Firtion, C.K. Peng, M.E. Cudkowicz, J.Y. Wei, A.L. Goldberger, Altered fractal dynamics of gait: reduced stride-interval Correlations with aging and Huntington's disease, J. Appl. Physiol. 82 (1) (1997) 262–269.

16. Ren, Peng, Shanjiang Tang, Fang Fang, Lizhu Luo, Lei Xu, Maria L. Bringas-Vega, Dezhong Yao, Keith M. Kendrick, and Pedro A. Valdes-Sosa. "Gait rhythm fluctuation analysis for neurodegenerative diseases by empirical mode decomposition." IEEE Transactions on Biomedical Engineering 64, no. 1 (2019): 52-60.

17. Bishop, C. M. (2006). Pattern recognition and machine learning. springer.

18. M. Khezri. M. Firozabadi. A. Sharafat. Adaptive Fusion of Forehead and Physiological Signals upon Emotion Recognition . Hournal of Advances in cognitive science. Vol. 17, No.4, 2016

www.SID.ir