

## Early Detection of Amyotrophic Lateral Sclerosis (ALS) using the Gait Motor Signal Frequency Analysis

Behzad Abedi<sup>1</sup>, Ataollah Abbasi<sup>2\*</sup>, Yashar Sarbaz<sup>3</sup>, Atefeh Goshvarpour<sup>4</sup>

1- MSc Student, Department of Medical Engineering, Tabriz University of Medical Sciences, Tabriz, Iran.

2- Assistant Professor, Department of Medical Engineering, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran.

3- Assistant Professor, Department of Mechatronics Engineering, University of Tabriz, Tabriz, Iran.

4- PhD Student, Department of Medical Engineering, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran.

Received: 13 Dec 2015, Accepted: 9 Feb 2016

---

### Abstract

**Background:** ALS is a progressive neuro-muscular disease, which is characterized by motor neuron loss in the Central Nervous System (CNS) and Peripheral Nervous System (PNS). Up to now, no accurate clinical method for diagnosis of the disease have been provided. In most cases, ALS patients are unable to walk normally due to abnormalities in the nervous system. For this reason, one of the most appropriate methods in the diagnosis of ALS from other neurological diseases or from healthy volunteers is the gait motor signal analysis.

**Materials and Methods:** In this study, gait signals available in Physionet database have been used. The database consists of 13 patients with ALS (ALS1, ALS2, ..., ALS13) and 16 normal subjects (CO1, CO2, ..., CO16). The patients participating in this study had no history of any psychiatric disorders and did not use any assistive device for walking, like wheelchair. The power spectrum of stride, swing, and stance of normal subjects and patients was computed for both left and right legs. To provide appropriate inputs for the classifier, the frequency band of the power spectrum of all signals was divided into eight equal parts. The area of all regions was computed. Three frequency band of the lower range of power spectra selected as inputs of the classifier.

**Results:** In this study, power spectra, as frequency attributes, were used to explore probable differences of time series in both patients and healthy subjects.

**Conclusion:** Artificial Neural Network was used to classify normal and ALS groups with the accuracy of 83% for the test data set. It seems that the present algorithm can be used in discriminating patients from normal subjects in the early stages of the disease.

**Keywords:** Gait motor signal, Signal processing, ALS disease, Neural network

\*Corresponding Author:

Address: Department of Medical Engineering, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran.

Email: ata.abbasi@sut.ac.ir

## تشخیص زود هنگام بیماری ALS با استفاده از تحلیل فرکانسی سیگنال حرکتی راه رفتن

بهزاد عابدی<sup>۱</sup>، عطااله عباسی<sup>۲\*</sup>، یاشار سرباز<sup>۳</sup>، عاطفه گشوارپور<sup>۴</sup>

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تبریز، تبریز، ایران.

۲- استادیار، گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز، ایران.

۳- استادیار، گروه مهندسی مکترونیک، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران.

۴- دانشجوی دکتری، گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز، ایران.

تاریخ دریافت: ۹۴/۹/۲۳ تاریخ پذیرش: ۹۴/۱۱/۲۱

### چکیده

**زمینه و هدف:** ALS یک بیماری عصبی ماهیچه‌ای پیش رونده است که از مهم‌ترین مشخصات آن تخریب نورون‌های حرکتی در سیستم عصبی مرکزی و محیطی است. در حال حاضر هیچ روش کلینیکی دقیقی برای تشخیص این بیماری ارائه نشده است. در اغلب موارد افراد دارای ALS به دلیل اختلالات موجود در سیستم عصبی نمی‌توانند به صورت عادی راه بروند. به همین دلیل، یکی از روش‌های مفید برای تشخیص این بیماری از سایر بیماری‌های عصبی و یا تشخیص بیماران مبتلا به ALS از افراد سالم، تحلیل سیگنال حرکتی راه رفتن است.

**مواد و روش‌ها:** در این مطالعه از دادگان موجود در سایت فیزیونت استفاده شده است. این پایگاه داده‌ای از ۱۳ بیمار دارای ALS (ALS1, ALS2, ..., ALS13) به همراه ۱۶ فرد سالم (CO1, CO2, ..., CO16) تشکیل شده است. افراد بیمار شرکت کننده در این مطالعه هیچ‌گونه سابقه بیماری عصبی دیگری نداشتند و در هنگام راه رفتن از هیچ وسیله کمکی مانند ویلچر استفاده نمی‌کردند.

**یافته‌ها:** در این مطالعه از طیف توان که از ویژگی‌های فرکانسی است، برای آشکارسازی تفاوت‌های احتمالی سری‌های زمانی افراد بیمار و سالم استفاده شد. توان طیف هر دو گروه در فرکانس‌های بالا مشابه است، ولی در فرکانس‌های پایین، توان طیف در افراد سالم معمولاً کمتر از افراد بیمار است.

**نتیجه‌گیری:** شبکه عصبی مصنوعی با بیان گر قدرت تفکیک ۸۳ درصد برای مجموعه داده‌های آزمایش در بین افراد سالم و بیمار به کار رفت. به نظر می‌رسد این الگوریتم روش مناسبی برای جداسازی افراد بیمار و سالم در مراحل اولیه بیماری باشد.

**واژگان کلیدی:** سیگنال حرکتی راه رفتن، پردازش سیگنال، بیماری ALS، شبکه عصبی

\* نویسنده مسئول: ایران، تبریز، دانشگاه صنعتی سهند، گروه مهندسی پزشکی.

## مقدمه

ALS یک بیماری عصبی عضلانی است که برای اولین بار در سال ۱۸۴۷ توسط جین مارتین کارت شناسایی و نام گذاری شد (۱). طبق مطالعات انجام شده، نرخ شیوع این بیماری پنج نفر در هر صد هزار نفر است. در این بیماری نورون‌های حرکتی بالا رونده و پایین رونده، دچار اختلالاتی می‌شوند که در نتیجه قدرت کنترل حرکات اختیاری بدن توسط بیمار کاهش می‌یابد (۲). نورون‌های حرکتی پایین رونده پیام‌های عصبی را از مغز به عضلات بدن می‌رسانند، در حالی که نورون‌های حرکتی بالا رونده اطلاعات دریافتی از عضلات را به مغز برمی‌گردانند. عوامل متعددی مانند ژنتیک و سوابق خانوادگی به عنوان علل احتمالی این بیماری مطرح شده‌اند. بیش از نود درصد موارد این بیماری بدون هیچ پیش زمینه خانوادگی رخ می‌دهند، به عبارت دیگر اتفاقی هستند. هم‌چنین حدود ۵ درصد از موارد اتفاقی و ۲۵ درصد از موارد خانوادگی این بیماری مرتبط با ژن SOD1 هستند (۳، ۴). از آنجا که علت اصلی این بیماری هم‌چنان ناشناخته باقی مانده است، روش دقیقی برای شناسایی آن وجود ندارد و مجموعه‌ای از تست‌های آزمایشگاهی و بررسی علائم برای تشخیص استفاده می‌شود. عکس‌برداری از مغز و نخاع، پردازش سیگنال‌های ماهیچه‌ای و مغزی (۸-۵) از جمله روش‌هایی هستند که ممکن است در تشخیص برخی علائم بیماری ALS مفید باشند. لازم به ذکر است که اکثر این روش‌ها در مرحله مطالعات آزمایشگاهی بوده و کارایی آن‌ها به صورت قطعی تأیید نشده است. به همین دلیل امکان عدم تشخیص و یا تشخیص اشتباه بیماری بسیار بالاست. در سال‌های اخیر تشخیص هر چه سریع‌تر بیماری جزء اولویت‌های محققان بوده است. تشخیص سریع این بیماری، فرصت کافی برای اعمال مراقبت‌های لازم از بیمار را برای پزشک فراهم می‌آورد و در نتیجه سرعت رشد بیماری کاهش می‌یابد. یکی از رایج‌ترین علائم اولیه این بیماری ایجاد اختلالات حرکتی است (۹). در سال‌های اخیر مطالعات متعددی برای بررسی این بیماری با استفاده از بررسی اختلالات راه رفتن انجام

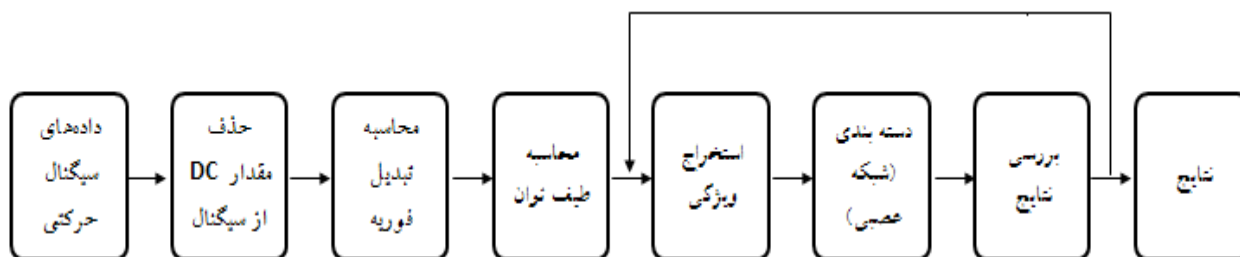
گرفته است. پایول ژی با بررسی سرعت انتقال پیام‌های عصبی در فیبرهای ماهیچه‌ای مربوط به ۱۸ فرد مشکوک به ALS، به این نتیجه رسید که دو نفر از این افراد قطعاً مبتلا به ALS می‌باشند و شش نفر نیز احتمالاً دارای ALS هستند و یک نفر نیز دچار اختلالاتی در برخی نواحی نورون‌های حرکتی بالا است که این نواحی معمولاً در بیماری ALS آسیب می‌بینند (۱۰). در همه این‌ها نه مورد، وجود اختلال در نورون‌های حرکتی بالا کاملاً مشهود بود و این مشکل معمولاً موجب ایجاد اختلالاتی در سیگنال حرکتی می‌شد. در یک مطالعه دیگر، هاسرود و همکاران به بررسی سیگنال حرکتی بیماران دارای ALS پرداختند. آن‌ها دریافتند که سیگنال حرکتی افراد دارای ALS در مقایسه با افراد سالم دچار تغییرات محسوسی است. افراد مبتلا به ALS دارای بازه زمانی استراید طولانی‌تری نسبت به افراد سالم بودند، هم‌چنین اختلاف میان دو استراید متوالی برای این بیماران بیش‌تر از افراد سالم بود. استراید، به مدت زمان لازم برای تکمیل یک قدم کامل گفته می‌شود. آن‌ها برای جداسازی این دو گروه از ویژگی‌های زمانی ساده مانند میانگین و واریانس استفاده کردند (۱۱). عزیز سیگنال حرکتی افراد سالم و بیماران پارکینسونی، هانتینگتونی و دارای ALS را مورد تحلیل قرار داد (۱۲). وی به این نتیجه رسید که با تحلیل سیگنال حرکتی هر یک از این گروه‌ها می‌توان آن‌ها را با صحت خوبی از هم تشخیص داد. در این مطالعه بیش‌ترین صحت جداسازی افراد سالم و بیماران مبتلا به ALS با استفاده از تحلیل ویژگی آنتروپی، ۷۵ درصد گزارش شده است. در برخی مطالعات اثبات شده است که استفاده از ویژگی‌های فرکانسی می‌تواند الگوهای راه رفتن افراد سالم و بیماری‌های مشابه ALS مانند هانتینگتون و پارکینسون را به خوبی از یکدیگر جدا نماید (۱). سرباز و همکاران، با مطالعه ویژگی‌های فرکانسی سیگنال حرکتی توانستند بیماران پارکینسونی و هانتینگتونی را با صحت بالایی از افراد سالم جدا نمایند. آن‌ها طیف توان سری‌های زمانی استراید راست و چپ و سوینگ چپ را محاسبه نمودند و بازه فرکانسی صفر تا نیم هرتز نمودار طیف توان را

همان‌طور که در بخش قبل توضیح داده شد، یکی از اصلی‌ترین چالش‌های بیماری ALS تشخیص آن در مراحل اولیه بیماری است. پردازش سیگنال‌های EEG و EMG پیچیده است و صحت قابل قبولی در تشخیص بیماری ندارند (۷، ۸).

ولی پردازش این سیگنال‌ها پیچیده بوده و هم‌چنین تجهیزات مورد استفاده در ثبت آن‌ها گران‌قیمت هستند. به همین دلیل در سال‌های اخیر محققان بر روی برخی سیگنال‌های ساده‌تر تمرکز کرده‌اند. سیگنال حرکتی راه رفتن، سیگنالی است که در مطالعات قبلی برای بررسی بیماری‌های مشابه ALS مانند پارکینسون و هانتینگتون مورد استفاده قرار گرفته است (۱۵). بنابراین الگوریتم استفاده شده در این مطالعه نیز بر مبنای استفاده از پردازش سیگنال حرکتی راه رفتن است. شکل ۱ شمای کلی الگوریتم استفاده شده را نمایش می‌دهد.

به ده قسمت مساوی کردند و مساحت زیر نمودار هر بازه را محاسبه نمودند. در نهایت برای هر فرد سالم و بیمار یک بردار ویژگی به طول به دست آمد. این بردارهای ویژگی به شبکه عصبی تحویل داده شد و صحتی در حدود ۹۳ درصد برای مجموعه داده‌های آزمایش به دست آمد (۱۳، ۱۴). در مطالعه حاضر، از سیگنال حرکتی راه رفتن و برخی ویژگی‌های فرکانسی برای جداسازی افراد دارای ALS و سالم استفاده شده است. این مطالعه از دو قسمت تشکیل شده است. در قسمت اول الگوریتم استخراج ویژگی به همراه روش دسته‌بندی ویژگی‌های استخراج شده در گروه‌های سالم و بیمار ارائه خواهد شد. در قسمت دوم نوع داده‌های استفاده شده توضیح داده می‌شود. هم‌چنین نتایج به دست آمده مورد بحث و بررسی قرار خواهند گرفت. در پایان جمع‌بندی و نتیجه‌گیری ارائه می‌گردد.

## مواد و روش‌ها



شکل ۱. شمای کلی الگوریتم استفاده شده

تحلیل سیگنال‌های EEG استفاده شده است (۱۶). به نظر می‌رسد تحلیل طیف توان انتخاب مناسبی برای بررسی سیگنال حرکتی راه رفتن باشد، زیرا سیگنال حرکتی یک سیگنال تکرار شونده است که در بیماری ALS دچار تغییراتی می‌شود (۱۱). در افراد سالم مدت زمان یک قدم و فاصله ما بین قدم‌ها تقریباً ثابت می‌باشد، به عبارت دیگر سیگنال خاصیت تکرار شونده دارد. ولی در افراد مبتلا به ALS خاصیت تکرار شونده سیگنال حرکتی از بین می‌رود و مدت زمان هر قدم و فاصله زمانی ما بین قدم‌ها غیر منظم می‌شود. برای محاسبه طیف توان، از تبدیل فوریه سریع با پنجره ۱۲۸ نقطه‌ای استفاده شد (۱۴). سری‌های زمانی

## استخراج ویژگی

از ویژگی‌های متعددی می‌توان برای تحلیل و شناسایی اختلالات موجود در سیگنال حرکتی افراد دارای ALS استفاده کرد. در مراحل اولیه بیماری تغییرات بسیار جزئی در سیگنال حرکتی ایجاد می‌شود که ویژگی‌های موجود در حوزه زمان قادر به شناسایی آن‌ها نیستند. در مطالعات گذشته از ویژگی‌های موجود در حوزه فرکانس برای تشخیص این تغییرات در بیماری‌های مشابه استفاده شده است. طیف توان روشی قدرتمند و متداول در بررسی سیگنال‌های مختلف از جمله سیگنال‌های حیاتی بدن است. به عنوان مثال، در برخی مطالعات قبلی از این ویژگی برای

لایه پنهان از ۴ نورون استفاده شده است. این تعداد نورون در لایه پنهان از یک طرف باعث تسریع محاسبات شده و صحت قابل قبول نتیجه را ارائه می‌دهند، از طرف دیگر بیشتر شدن تعداد نورون‌های پنهان موجب فرایادگیری شبکه و در نتیجه ایجاد جواب اشتباه می‌شود (۱۶) و در نهایت از یک نورون در لایه خروجی برای نمایش نتایج استفاده می‌شود.

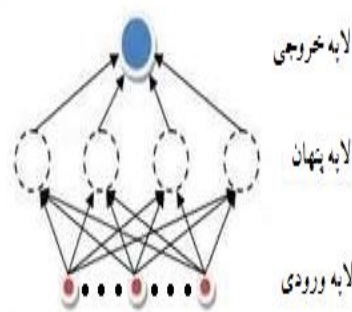
### یافته‌ها

برای بررسی عملکرد الگوریتم پیشنهادی بخش قبل، افراد سالم و بیمار مورد بررسی قرار گرفتند. برای این منظور از دادگان موجود در سایت فیزیونت استفاده شده است. آن‌ها از ۱۳ بیمار دارای ALS ( $ALS1, ALS2, \dots, ALS13$ ) به همراه ۱۶ فرد سالم ( $CO1, CO2, \dots, CO16$ ) دعوت نمودند تا در این مطالعه شرکت کنند. افراد بیمار شرکت کننده در این مطالعه سابقه هیچ‌گونه بیماری عصبی دیگری نداشتند و در هنگام راه رفتن از هیچ وسیله کمکی مانند ویلچر استفاده نمی‌کردند. برای ثبت این داده‌ها از کلیه افراد شرکت کننده درخواست شد تا در یک مسیر مستقیم ۷۰ متری با سرعت نرمال به مدت ۳۰۰ ثانیه پیاده‌روی کنند. به منظور حذف اختلالات ناشی از شروع حرکت ۲۰ ثانیه اولیه کلیه سری‌های زمانی داده مربوط به هر فرد حذف گردید. این افراد در هنگام راه رفتن از کفش‌های مخصوصی استفاده می‌کردند که حس گرهای نیرو در کف آن‌ها تعبیه شده بود. نرخ نمونه‌برداری این حس‌گرها ۳۰۰ هرتز بود. داده مربوط به هر فرد شامل هفت سری زمانی به نام‌های استراید چپ، سوینگ چپ، استنس چپ، استراید راست، سوینگ راست، استنس راست و دابل استنس بود. زمانی که کف پا با زمین اتصال پیدا می‌کند، حس‌گر فعال می‌شود و مدت زمانی که این فعال بودن ادامه پیدا می‌کند با عنوان استنس شناخته می‌شود. به محض جدا شدن کف پا از زمین چون هیچ نیرویی به حس‌گر اعمال نمی‌شود، حس‌گر غیر فعال می‌شود و مدت زمانی که حس‌گر غیر فعال باقی می‌ماند، سوینگ نامیده

سیگنال حرکتی دارای مولفه dc هستند که در فرکانس صفر مولفه بزرگی تولید می‌کنند. در مطالعه حاضر، قبل از محاسبه طیف توان مقدار میانگین همه سری‌های زمانی حذف شدند تا دامنه بزرگ موجود در فرکانس صفر حذف شود و رفتار طیف توان به خوبی دیده شود. بیش‌ترین انرژی سیگنال حرکتی در فرکانس‌های بسیار پایین متمرکز شده است (۱۴)، به همین دلیل در این مطالعه بازه فرکانسی صفر تا نیم هرتز مورد بررسی قرار گرفت. از یک دسته‌بند برای بررسی قدرت جداسازی آن‌ها استفاده می‌شود. برای این منظور شبکه عصبی مصنوعی برای جداسازی افراد سالم و بیمار مورد استفاده قرار گرفته است.

### دسته‌بندی توسط شبکه عصبی مصنوعی

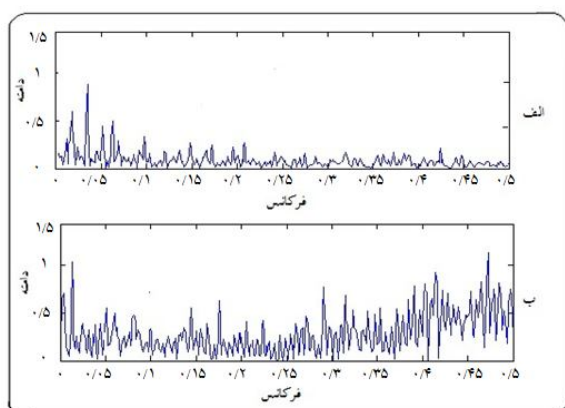
شبکه عصبی مجموعه‌ای از نورون‌های ریاضی است که مانند نورون‌های طبیعی به هم متصل هستند و عملکردی مشابه دارند. در مطالعات قبل نشان داده شده است که شبکه عصبی پیش‌رو برای جداسازی افراد سالم و بیماری‌های مشابه ALS می‌تواند مفید باشد (۱۳). به همین دلیل در این مطالعه نیز از این نوع شبکه استفاده شده است. در این مطالعه ۷۰ درصد از نمونه‌ها برای آموزش و بقیه برای آزمایش استفاده شده‌اند. در شکل ۲ طرح شماتیک شبکه عصبی استفاده شده در این مطالعه نشان داده شده است.



شکل ۲. شبکه عصبی طراحی شده

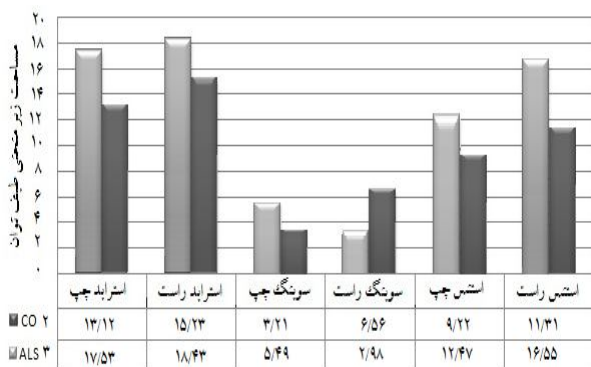
شبکه عصبی از ۱۸ نورون ورودی تشکیل یافته است. همان‌طور که در قسمت نتیجه و بحث توضیح داده می‌شود، در این مطالعه ۱۸ ویژگی برای هر فرد سالم و بیمار استخراج خواهد شد و هر نورون ورودی وظیفه دریافت یکی از این ویژگی‌ها را بر عهده خواهد داشت. هم‌چنین در

با توجه به نتایج (شکل ۴)، تفاوت قابل توجهی در بین سری‌های زمانی افراد سالم و بیمار بدون پردازش کمی مشاهده نمی‌شود. به همین دلیل برای آشکارسازی تفاوت‌های سری‌های زمانی سیگنال حرکتی این دو گروه ویژگی‌های حوزه زمان کاربرد چندانی ندارند، بنابراین از طیف توان که از ویژگی‌های فرکانسی است، برای آشکارسازی تفاوت‌های احتمالی سری‌های زمانی افراد بیمار و سالم استفاده شد. در این مطالعه از تبدیل فوریه سریع با پنجره ۱۲۸ نقطه‌ای برای محاسبه طیف توان استفاده شده است (۱۴). نمونه‌ای از طیف توان مربوط به استراید چپ یک فرد سالم و بیمار در شکل ۵ نمایش داده شده است.



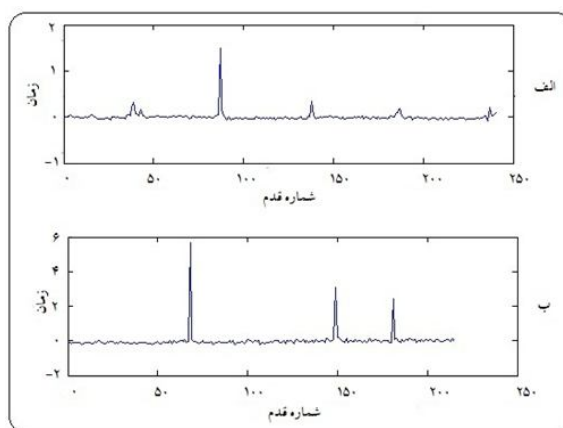
شکل ۵. الف: طیف توان استراید چپ مربوط به فرد سالم شماره دو (CO<sub>2</sub>) ب: طیف توان استراید چپ مربوط به بیمار شماره سه (ALS3).

شکل ۶ مساحت زیر منحنی مربوط به سری‌های زمانی سیگنال حرکتی بیمار شماره سه (ALS3) و فرد سالم شماره دو (CO<sub>2</sub>) را نمایش می‌دهد.

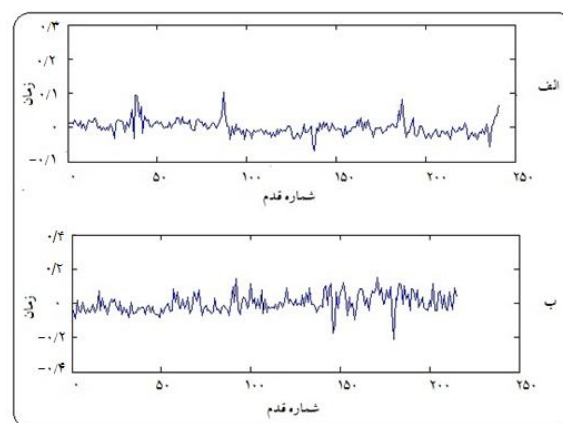


شکل ۶. مساحت زیر منحنی سری‌های زمانی فرد سالم شماره دو (CO<sub>2</sub>) و فرد بیمار شماره سه (ALS3).

می‌شود. به مجموع مدت زمان استنس و سوینگ، استراید گفته می‌شود. این سری‌های زمانی برای هر دو پا محاسبه می‌شوند. همچنین به مدت زمانی که کف هر دو پا با زمین اتصال دارد دابل استنس گفته می‌شود. در شکل‌های ۳ و ۴ یک نمونه از هر یک از سری‌های زمانی سوینگ و استراید مربوط به فرد سالم شماره دو (CO<sub>2</sub>) و فرد بیمار شماره سه (ALS3) رسم شده است. به دلیل این که سری زمانی استنس قسمت بزرگ‌تری از استراید را تشکیل می‌دهد و بسیار شبیه آن است، این سری زمانی نمایش داده نشده است. همچنین به دلیل مشابه بودن سری‌های زمانی چپ و راست هم نام در بین اعضای هر دو دسته، تنها سری زمانی چپ رسم شده است.



شکل ۳. الف: سری زمانی استراید چپ مربوط به فرد سالم شماره دو (CO<sub>2</sub>) ب: سری زمانی استراید چپ مربوط به بیمار شماره سه (ALS3).



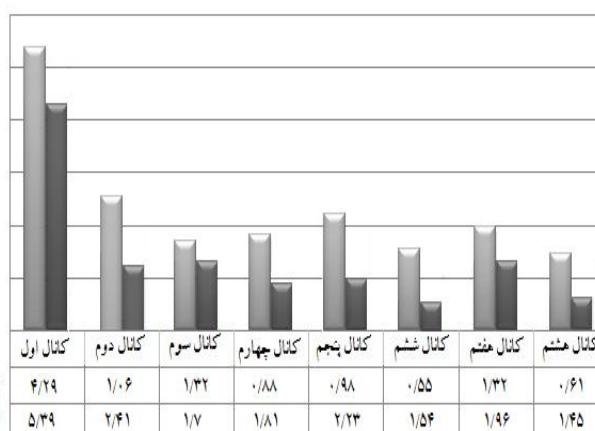
شکل ۴. الف: سری زمانی سوینگ چپ مربوط به فرد سالم شماره دو (CO<sub>2</sub>) ب: سری زمانی سوینگ چپ مربوط به بیمار شماره سه (ALS3).

همان‌طور که دیده می‌شود در این حالت یک فرد سالم از یک فرد بیمار به راحتی قابل تشخیص است. ولی در همه موارد افراد سالم و بیمار به آسانی از هم جدا نمی‌شوند، چون در بعضی موارد برخی کانال‌های افراد سالم دارای سطح زیر منحنی بیش‌تر و یا مساوی نسبت به افراد بیمار هستند. برای بررسی کارایی این الگوریتم روش کانال‌بندی برای همه سری‌های زمانی افراد سالم و بیمار صورت پذیرفت و یک بردار ویژگی به طول (تعداد کانال  $\times$  تعداد سری زمانی) برای هر فرد ایجاد شد. این بردار ویژگی به شبکه عصبی تحویل داده شد و صحتی در حدود ۸۳ درصد برای مجموعه داده‌های آزمایش به دست آمد. با بررسی علل پایین بودن صحت این الگوریتم مشخص شد که در هر دو گروه سالم و بیمار، توان طیف در فرکانس‌های بالا مشابه‌تر است، ولی در فرکانس‌های پایین، توان طیف در افراد سالم معمولاً کمتر از افراد بیمار است. به نظر می‌رسد که فرکانس‌های پایین‌تر بهتر از فرکانس‌های بالا توانایی نمایش تغییرات سیگنال حرکتی ناشی از بیماری را دارند، به همین دلیل ۵ کانال مربوط به فرکانس‌های بالا حذف شدند و ۳ کانال مربوط به فرکانس‌های پایین‌تر به عنوان بردار ویژگی ورودی نهایی انتخاب شدند. هم‌چنین برای کاهش تأثیر شدت بیماری بر روی عملکرد شبکه عصبی بردار ویژگی هر فرد نرمالیزه گردید و برای هر فرد یک بردار ویژگی به طول هجده ایجاد شده و به شبکه عصبی تحویل داده شد و بدین ترتیب امکان تشخیص زود هنگام بیماری با استفاده از پیکنال حرکتی راه رفتن با صحت ۸۳ درصد برای مجموعه داده‌های آزمایش فراهم گردید.

### نتیجه‌گیری

از آن‌جا که کمتر روش کلینیکی دقیقی برای تشخیص بیماری ALS ارائه شده است، در این مطالعه از تحلیل سیگنال حرکتی راه رفتن برای جداسازی افراد سالم و دارای ALS استفاده شد. طیف توان به عنوان یک ویژگی فرکانسی برای استخراج ویژگی‌های مناسب مورد توجه قرار گرفت. شبکه عصبی مصنوعی برای دسته‌بندی داده‌ها به کار گرفته شد. برای ارزیابی کار از پایگاه داده‌ای شامل ۱۶ فرد سالم و ۱۳ فرد دارای ALS استفاده شد که نتایج به دست

در سری‌های زمانی هم نام، مقدار عددی مساحت سطح زیر منحنی مربوط به افراد بیمار نسبت به افراد سالم بیشتر است. برای بررسی کارایی این ویژگی در جداسازی این دو دسته، مساحت‌های سطح زیر منحنی هر شش سری زمانی برای کلیه افراد سالم و بیمار محاسبه شد و به این ترتیب یک بردار ویژگی به طول شش برای هر فرد ایجاد شد. سپس این بردار ویژگی به شبکه عصبی تحویل داده شد و صحتی در حدود ۵۵ درصد با استفاده از داده‌های آزمایش برای دسته‌بندی به دست آمد. البته این صحت پایین قابل پیش‌بینی بود، چون اغلب افراد بیمار حاضر در مطالعه در مراحل اولیه بیماری هستند و سیگنال‌های حرکتی این افراد تفاوت‌های جزئی با افراد سالم دارند، شاید شبکه عصبی تنها بیماری‌هایی که در مراحل پیشرفته بیماری هستند را به عنوان بیمار تشخیص می‌دهد. به نظر می‌رسد بررسی بازه‌های خاصی از فرکانس طیف توان به جای کل بازه فرکانسی کارایی مناسب‌تری در جداسازی این دو دسته داشته باشد (۱۷). بنابراین بازه فرکانسی کلیه طیف‌های توان به هشت قسمت مساوی تقسیم شد. هر یک از این قسمت‌ها را یک کانال می‌نامیم. در شکل ۷ مساحت سطح زیر منحنی ۸ کانال مربوط به سری زمانی استراید چپ، برای بیمار شماره سه (ALS3) و فرد سالم شماره دو (CO2) نمایش داده شده است.



شکل ۷. مساحت زیر منحنی کانال‌های سری زمانی استراید چپ فرد سالم شماره دو (CO2) و فرد بیمار شماره سه (ALS3).

8. Mak JN, McFarland DJ, Vaughan TM, McCane LM, Tsui PZ, Zeitlin DJ, et al. EEG correlates of P300-based brain-computer interface (BCI) performance in people with amyotrophic lateral sclerosis. *Journal of neural engineering*. 2012; 9(2):026014-5.

9. Wu Y, Krishnan S. Computer-aided analysis of gait rhythm fluctuations in amyotrophic lateral sclerosis. *Medical & biological engineering & computing*. 2009; 47(11):1165-71.

10. Blijham PJ, Schelhaas HJ, ter Laak HJ, van Engelen BG, Zwarts MJ. Early diagnosis of ALS: the search for signs of denervation in clinically normal muscles. *Journal of the neurological sciences*. 2007; 263(1):154-7.

11. Hausdorff JM, Mitchell SL, Firtion R, Peng C-K, Cudkovicz ME, Wei JY, et al. Altered fractal dynamics of gait: reduced stride-interval correlations with aging and Huntington's disease. *Journal of Applied Physiology*. 1997; 82(1): 262-9.

12. Aziz W, Arif M. Complexity analysis of stride interval time series by threshold dependent symbolic entropy. *European journal of applied physiology*. 2006; 98(1):30-40.

13. Sarbaz Y, Pourhedayat A. Spectral analysis of gait disorders in Huntington's disease: a new horizon to early diagnosis. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*. 2014; 14(01):1-3.

14. Sarbaz Y, Towhidkhan F, Gharibzadeh S, Jafari A. Gait Spectral analysis: an easy fast quantitative method for diagnosing Parkinson's Disease. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*. 2012; 12(03): 1-13

15. Athisakthi A, Pushparani M. Detection of Movement Disorders Using Multi SVM. *Global Journal of Computer Science and Technology*. 2013; 13(1):22-5.

16. Sankupellay M, Wilson S, Heussler H, Parsley C, Yuill M, Dakin C. Characteristics of sleep EEG power spectra in healthy infants in the first two years of life. *Clinical Neurophysiology*. 2011; 122(2):236-43.

17. Sarbaz Y, Gharibzadeh S, Towhidkhan F, Banaie M, Jafari A. A gray-box neural network model of Parkinson's disease using gait signal. *Basic and Clinical Neuroscience*. 2011; 2(3):33-42.

آمده برای الگوریتم پیشنهادی، بیانگر قدرت تفکیک ۸۳ درصد برای مجموعه داده‌های آزمایش در بین افراد سالم و بیمار است. به نظر می‌رسد این الگوریتم روش مناسبی برای جداسازی افراد بیمار و سالم در مراحل اولیه بیماری باشد. بررسی ویژگی‌های دیگر در حوزه فرکانس و استفاده از دسته‌بندی‌های دیگر مانند SVM برای بهبود نتایج به دست آمده لازم به نظر می‌رسد.

### تشکر و قدردانی

بدین وسیله نویسندگان این مقاله از مسئولان وب سایت [physionet.org](http://physionet.org)، به دلیل در دسترس قرار دادن پایگاه داده‌های استفاده شده در این مقاله تشکر و قدردانی می‌نمایند.

### منابع

1. Cleveland DW, Rothstein JD. From Charcot to Lou Gehrig: deciphering selective motor neuron death in ALS. *Nature Reviews Neuroscience*. 2001; 2(11):806-19.
2. Nijboer F, Broermann U. Brain-computer interfaces for communication and control in locked-in patients. *Brain-Computer Interfaces*: Springer; 2009. p. 185-201.
3. Wijesekera LC, Leigh PN. Amyotrophic lateral sclerosis. *Orphanet journal of rare diseases*. 2009; 4(1):1-22.
4. Vance C, Rogelj B, Hortobágyi T, De Vos KJ, Nishimura AL, Sreedharan J, et al. Mutations in FUS, an RNA processing protein, cause familial amyotrophic lateral sclerosis type 6. *Science*. 2009; 323(5918):1208-11.
5. Rowland LP, Shneider NA. Amyotrophic lateral sclerosis. *New England Journal of Medicine*. 2001; 344(22):1688-700.
6. Yamada M, Furukawa Y, Hirohata M. Amyotrophic lateral sclerosis: frequent complications by cervical spondylosis. *Journal of orthopaedic science*. 2003;8(6):878-81.
7. De Carvalho M, Pinto S, Swash M. Does the motor cortex influence denervation in ALS? EMG studies of muscles with both contralateral and bilateral corticospinal innervation. *Clinical Neurophysiology*. 2011; 122(3):629-35.