

Research note

Improving Reading Activity Recognition in Daily Life Situations Using DTW-Based String Matching Algorithm in EOG Signal Processing

R. Zargari Marandi¹, S. H. Sabzpoushan^{2*}

¹PhD Student, Biomedical Engineering Department, School of Electrical Engineering, Iran University of Science and Technology, Tehran, Iran, r_zargari@elec.iust.ac.ir

²Assistant Professor, Biomedical Engineering Department, School of Electrical Engineering, Iran University of Science and Technology, Tehran, Iran

Abstract

Recent research in pervasive computing field leads to use of novel techniques for human activity recognition. One of these techniques is electrooculography which helps to record eye movements and by analyzing these movements' patterns it's possible to recognize daily life activities like reading. Eye movement patterns during reading can be detected using only EOG signals from horizontal channel instead of both horizontal and vertical channels, so only horizontal channel electrode placement on subject's face set up for hindrance reduction is used in this work. Despite of channels reduction and by using DTW-based string matching algorithm and reading reference template extraction using wavelet transform and encoding of EOG signal, the performance of classification between reading and non-reading data increased, As it shows 4% increase in maximum recognition rate and also low standard deviation in recognition rate in addition to 7% increase in mean of recall which demonstrate that the algorithm is more robust and reliable in comparison with previous algorithms encountering various situations and subjects.

Key words: Electrooculography, Context-Awareness, String Maching, Pervasive Computing, Pattern Recognition.

*Corresponding author

Address: Biomedical Engineering Department, School of Electrical Engineering, Iran University of Science and Technology, Tehran, Iran.
Tel: +982173225729-73225600
Fax: +982173225777-73021658
E-mail: sabzposh@iust.ac.ir

یادداشت پژوهشی

بهبود کارایی شناسایی فعالیت خواندن متن در وضعیت‌های روزمره افراد با به کارگیری الگوریتم مبتنی بر تطبیق رشته‌ی زمان‌پویا برای پردازش سیگنال‌های الکترواکولوگرام

رامتین زرگری مرندی^۱، سید حجت سبزوپوشان^{۲*}^۱ دانشجوی دکتری مهندسی پزشکی، گروه بیوالکترونیک، دانشکده مهندسی برق، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران

r_zargari@elec.iust.ac.ir

^۲ استادیار، گروه بیوالکترونیک، دانشکده مهندسی برق، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران

چکیده

پژوهش‌های اخیر در زمینه‌ی رایانش نافذ منجر به بهره‌گیری از روشهای جدید برای شناسایی فعالیت انسان شده است. یکی از این روشها، الکترواکولوگرافی است که به کمک آن می‌توان حرکات چشم را ثبت و با تحلیل الگوهای آن، فعالیت‌هایی مانند خواندن را شناسایی کرد. الگوی حرکتی خواندن با پردازش سیگنال‌های الکترواکولوگرام (EOG) کانال افقی قابل شناسایی است؛ بنابراین در این پژوهش فقط از سیگنال‌های EOG کانال افقی به جای هر دو کانال افقی و عمودی استفاده شد. با وجود کاهش تعداد کانال‌ها و با بکارگیری الگوریتمی مبتنی بر تطبیق رشته‌ی زمان-پویا (DTW) و استخراج الگوی مرجع خواندن به کمک تبدیل موجک و کدگذاری سیگنال EOG، کارایی دسته‌بندی داده‌های مربوط به خواندن و نخواندن افزایش یافت. نتایج نشان داد که در کنار انحراف معیار کم نرخ شناسایی، بیشترین نرخ شناسایی ۴٪ و میانگین بازخوانی ۷٪ افزایش داشتند که نشان‌دهنده‌ی قابلیت اطمینان بیشتر الگوریتم به شرایط و افراد مختلف در مقایسه با الگوریتم‌های پیشین است.

کلیدواژگان: الکترواکولوگرافی، بافتارآگاهی، تطبیق رشته، رایانش نافذ، شناسایی الگو.

*عهده‌دار مکاتبات

نشانی: تهران، میدان رسالت، خ هنگام، دانشگاه علم و صنعت ایران، دانشکده مهندسی برق، کدپستی: ۱۳۱۱۴-۱۶۸۴۶

تلفن: ۰۲۱-۷۳۲۲۵۷۲۹، ۰۲۱-۷۳۲۲۵۶۰۰، دورنگار: ۰۲۱-۷۳۲۲۵۷۷۷، ۰۲۱-۷۳۰۲۱۶۵۸، پیام‌نگار: sabzposh@iust.ac.ir

۱- مقدمه

یکی از موضوعات مهم پژوهشی در زمینه رایانش نافذ^۱، بکارگیری سامانه‌های بافتار آگاه^۲ در زندگی روزمره است، که بهره‌وری بیشتر از امکانات رفاهی مانند رایانه و سایر دستگاه‌های الکترونیکی را فراهم می‌کند. چنین سامانه‌هایی با جمع‌آوری اطلاعات مورد نیاز، به طور کلی با شناسایی بافتار و به طور ویژه شناسایی فعالیت کاربر، دستگاه‌ها را به طور خودکار برای افزایش کارایی مورد نظر کاربر تطبیق می‌دهد. به عنوان نمونه اگر چنین سامانه‌ای فعالیت خواندن کاربر را تشخیص دهد، می‌تواند تنظیمات تصویر دستگاهی مانند نمایشگر رایانه را در هنگام خواندن فرد، بمنظور کارایی بهتر برای این فعالیت تنظیم کند [۱]. افزون بر این، چنین سامانه‌هایی با هدف توان بخشی به افراد ناتوان حرکتی از جمله مبتلایان به فلج چهار اندام^۳ نیز می‌تواند به کار گرفته شود [۲].

برای شناسایی فعالیت‌های معمول در پژوهش [۳] از حسگرهای متداول مانند حسگرهای تشخیص حرکت مادون قرمز، سوئیچ‌های مغناطیسی و سامانه شناسایی امواج رادیویی (RFID)^۴ استفاده شده است و پژوهشگران دریافته‌اند که فعالیت خواندن یکی از دشوارترین فعالیت‌ها برای شناسایی است و نیازمند بکارگیری الگوریتم‌های پیشرفته و حسگرهای بیشتری است.

"حرکات چشم" منبعی غنی از اطلاعات فعالیت کاربر محسوب می‌شود [۱]. حرکات چشم در انجام هر فعالیت، الگوهای ویژه‌ای را ایجاد می‌کند و با روشهایی قابل تحلیل است که بتوانند این الگوها را اندازه‌گیری کنند. یکی از روش‌های ثبت حرکات چشم، الکترواکولوگرافی^۵ است که مبتنی بر پتانسیل دائمی موجود بین قرنیه و شبکیه چشم است [۴]. استفاده از روش‌های دیگر مانند ویدئوآکولوگرافی و روش‌های مشابه که برای ردیابی حرکات چشم به کار می‌روند؛ با وجود دقت زیاد، به دلایلی از جمله عدم صرفه اقتصادی آن‌ها، مصرف بیشتر

انرژی، حجم پردازشی سنگین‌تر داده‌ها و ایجاد مزاحمت بیشتر در مقایسه با الکترواکولوگرافی، برای بکارگیری در واسط‌های کاربری، کمتر مورد توجه قرار می‌گیرند [۲].

شناسایی فعالیت خواندن به دلیل کاربرد فراوان مورد توجه پژوهشگران حوزه رایانش نافذ بوده است. پژوهش [۱] در زمینه شناسایی فعالیت خواندن در وضعیت‌های مختلف افراد همچون خواندن در حالت نشسته پشت میز، ایستاده، در حال قدم زدن در محیط داخل و خارج و در هنگام سواری در تراموا بررسی و الگوریتم‌های متنوعی برای تشخیص آن ارائه شده است. از جمله این الگوریتم‌ها می‌توان به مدل پنهان مارکوف گسسته و گوسی^۶ و یک الگوریتم تطبیق رشته^۷ مبتنی بر فاصله لونشتاین^۸، اشاره کرد که کارایی چشمگیری به ویژه به طور میانگین، بین تمام شرکت‌کنندگان آزمایش نداشته‌اند. در این مقاله، هدف، ارائه الگوریتم جدیدی است که در مقایسه با این الگوریتم‌ها دارای کارایی بهتری باشد و در عین حال محدودیت‌های سخت‌افزاری و نرم‌افزاری برای کاربردپذیری^۹ در ساخت واسط کاربری و نیز ایجاد کمترین مزاحمت برای کاربر را در نظر گیرد.

۲- روش

در این پژوهش از داده‌های خام ثبت شده در آزمایش‌های انجام شده در منبع [۱] استفاده شد. این داده‌ها شامل سیگنال‌های الکترواکولوگرام^{۱۰} (EOG) کانال افقی برگرفته از الکترودهای واقع بر گوشه خارجی یک چشم و بینی مجاور همان چشم، کانال عمودی برگرفته از الکترودهای واقع بر بالا و پایین همان چشم و الکترودهای زمین واقع بر وسط پیشانی مطابق شکل (۱) است. این داده‌ها با سیستم تجاری *Mobi* از ۸ نفر (۴ زن و ۴ مرد بین ۲۳ تا ۳۵ سال) و به کمک الکترودهای ۲۴ میلی‌متری از جنس نقره/کلرید نقره و با فرکانس نمونه‌برداری ۱۲۸ هرتز دریافت شده است. داده‌های ثبت شده در کل نزدیک به ۶ ساعت است که نیمی از آن مربوط به فعالیت خواندن در وضعیت‌های مختلف است.

¹ Pervasive Computing² Context-aware³ Tetraplegia⁴ Radio-frequency Identification (RFID)⁵ Electrooculography⁶ Discrete & Gaussian Hidden Markov Model⁷ String Matching⁸ Levenstein⁹ Feasibility¹⁰ Electrooculogram

خط پایه ایجاد کرده؛ تفریق این تخمین از مولفه سیگنال اصلی، سیگنال اصلاح شده را نتیجه می‌دهد.

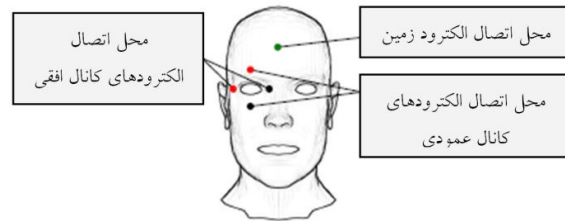
سیگنال‌های *EOG* از نویز ناشی از منابع مختلف مانند برق شهر، مدار اندازه‌گیری و سیم‌ها یا منابع فیزیولوژیک تداخلی مانند سیگنال‌های الکترومایوگرام^{۱۵} (*EMG*) تأثیر می‌پذیرد. مطابق پژوهش [۸] بهترین روش برای حذف نویز از سیگنال *EOG* استفاده از فیلتر میانه است. فیلتر میانه پالس‌های با عرض کمتر از حدود نصف اندازه پنجره‌اش را حذف می‌کند [۸]. بنابراین در این مطالعه برای حذف نویز نیز از فیلتر میانه^{۱۶} استفاده شد.

۲-۲- الگوریتم شناسایی فعالیت خواندن

پس از پیش‌پردازش و حذف آثار نامطلوب کج‌روی خط پایه و نویز از سیگنال *EOG*، مرحله اصلی پردازش ایجاد می‌شود که در آن الگوریتمی برای شناسایی فعالیت خواندن ارائه می‌شود. برای شناسایی فعالیت خواندن، با در نظر گرفتن ویژگی‌های فیزیولوژیک حرکت چشم فرض بر این است که این فعالیت دارای الگویی مشخص است به طوری که می‌تواند به صورت رشته‌ای کد معنادار از حرکات اصلی چشم شامل پرش^{۱۷} و تثبیت^{۱۸} بیان شود. با توجه به اینکه این الگوی مشخص در سیگنال *EOG* دریافت شده از کانال افقی پدیدار می‌شود و با وجود در دسترس بودن سیگنال *EOG* کانال عمودی، با هدف کاهش میزان مزاحمت واسط کاربری، فقط از سیگنال *EOG* دریافتی از کانال افقی استفاده می‌شود.

در این مرحله سیگنال‌های *EOG* به رشته‌ای از کدهای فیزیولوژیک تبدیل می‌شوند. کدگذاری سیگنال نیز به کمک الگوریتمی بر مبنای تبدیل موجک پیوسته انجام می‌شود. بدین ترتیب که ابتدا ضرایب موجک یک‌بعدی پیوسته در مقیاس ۲۰ با استفاده از موجک مادر هار^{۱۹} محاسبه شده؛ سپس با مقایسه دامنه ضرایب حاصل با مقادیر آستانه، کدهای فیزیولوژیک معنادار استخراج می‌شوند.

اگر s مؤلفه افقی سیگنال و ψ موجک مادر باشد، ضریب



شکل (۱)- نحوه جایگذاری الکترودها برای دریافت

سیگنال‌های *EOG*.

سیگنال‌های *EOG* مانند سایر سیگنال‌های حیاتی تحت تأثیر عوامل مزاحمی شامل نویز و کج‌روی خط پایه^{۱۱} است. بنابراین پردازش دقیق سیگنال *EOG* پیش از هر چیز نیازمند حذف این آثار مخرب است. روش‌های به کار رفته در این پژوهش، در قالب دو مرحله کلی پیش‌پردازش و پردازش اصلی سیگنال‌های *EOG* بیان می‌شود. در مرحله پیش‌پردازش، الگوریتم حذف نویز و از سیگنال *EOG* کج‌روی خط پایه آن مطرح و در مرحله پردازش اصلی، چگونگی شناسایی فعالیت خواندن از سیگنال *EOG* تشریح می‌شود. اجرای الگوریتم‌های ارائه شده برای داده‌ها، به کمک نرم‌افزار *MATLAB* انجام شد.

۲-۱- پیش‌پردازش سیگنال‌های *EOG*

کج‌روی خط پایه تغییرات کندی است که بی‌ارتباط با خود سیگنال، روی آن اثر می‌گذارد. این اثر نامطلوب، می‌تواند منابع مختلفی از جمله تداخل سیگنال‌های زمینه یا قطبیت الکتروود داشته باشد [۵]. برای حذف این اثر، الگوریتم‌های گوناگونی بر مبنای ساختار تکرارشونده سیگنال‌هایی مانند الکتروکاردیوگرام^{۱۲} (*ECG*) طراحی شده‌اند [۶].

به دلیل ساختار غیرتکراری سیگنال *EOG* نمی‌توان از الگوریتم‌های به کار رفته برای حذف کج‌روی خط پایه از سیگنال *ECG*- که بر مبنای ساختار تکرارشونده آن طراحی شده‌اند- بهره برد. بنابراین از الگوریتمی مبتنی بر موجک^{۱۳} برای این منظور استفاده شده است [۷]. این الگوریتم ابتدا تجزیه موجک یک بعدی چندمرحله‌ای تقریبی را در مرحله نهم با استفاده از موجک داوچییز^{۱۴} [۱۲] برای هر مولفه سیگنال *EOG* انجام می‌دهد. ضرایب تجزیه بازسازی شده، تخمینی از کج‌روی

¹¹ Baseline-Drift

¹⁵ Electromyogram

¹⁹ Haar Mother

¹² Electrocardiogram

¹⁶ Media Filter

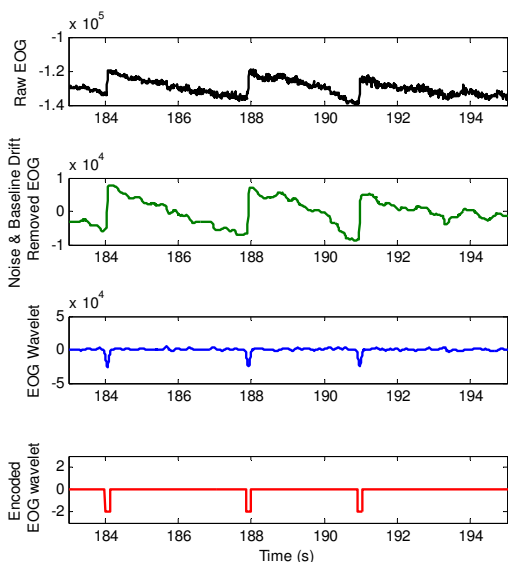
¹³ Wavelet

¹⁷ Saccade

¹⁴ Daubechies

¹⁸ Fixation

واژگان که نیازمند دید دقیق است؛ فراهم شود.



شکل (۲) - بخشی از مولفه افقی EOG مربوط به فعالیت خواندن به ترتیب از بالا به پایین سیگنال EOG خام، سپس مرحله پیش پردازش با حذف نویز و کج روی خط پایه، سپس تبدیل موجک آن و سرانجام سیگنال کدشده با اعمال مقادیر آستانه.

در رابطه (۲) مقادیر ۲ و -۲ بیانگر پرش بلند (LS) به ترتیب در جهات مثبت و منفی، مقادیر ۱ و -۱ بیانگر پرش کوتاه (SS) به ترتیب در جهات مثبت و منفی و مقدار صفر بیانگر تثبیت (توقف) (Fixation-F) است. در شکل (۲) روند کدگذاری سیگنال EOG هنگام خواندن ملاحظه می شود. در این روند مقادیر آستانه به گونه ای برگزیده شده اند که برای سهولت بیشتر در شناسایی فعالیت خواندن کد مربوط به آن به عنوان نمونه به صورت $\{-2, -2, \dots, -2, 0, 0, \dots, 0, -2\}$ بیان شود.

اکنون الگوی حرکت چشم در هنگام خواندن به عنوان الگوی مرجع در نظر گرفته می شود. بنابراین با در اختیار داشتن رشته ای از کدهای حرکت چشم، می توان داده ها را از نظر تعلق به دسته خواندن و نخواندن با جستجوی الگوی مرجع فعالیت خواندن در آن دسته بندی کرد. از آنجایی که الگوهای تطبیقی در مقایسه با الگوی مرجع دارای طول متغیری هستند، الگوریتم ارائه شده باید تغییر طول رشته را نیز در نظر گیرد. در نتیجه برای تطبیق رشته کدها با الگوی مرجع، الگوریتم مبتنی بر

موجک $C_b^a(s)$ از s در مقیاس a و موقعیت b با رابطه (۱) تعریف می شود:

$$C_b^a(s) = \int_R s(t) \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt. \quad (1)$$

با اعمال مقادیر آستانه مناسب عناصر سیگنال کدشده CS_i^{20} مطابق رابطه (۲) حاصل می شوند:

$$CS_i = \begin{cases} 2, \forall i: th_{lssd} \leq C_i(s) \\ 1, \forall i: th_{ssd} < C_i(s) < th_{lssd} \\ 0, \forall i: -th_{ssd} \leq C_i(s) \leq th_{ssd} \\ -1, \forall i: -th_{lssd} < C_i(s) < -th_{ssd} \\ -2, \forall i: C_i(s) \leq -th_{lssd} \end{cases} \quad (2)$$

در این رابطه، $C_i(s)$ ضرایب موجک، th_{ssd} آستانه آشکارسازی پرش کوتاه^{۲۱} و th_{lssd} آستانه آشکارسازی پرش بلند^{۲۲} است. مقادیر آستانه بر مبنای مشاهده مولفه افقی سیگنال EOG تعیین می شوند.

با اعمال الگوریتم شناسایی فعالیت خواندن، می توان سیگنال EOG کد شده را به دست آورد. شکل (۲) بخشی از مولفه افقی EOG مربوط به فعالیت خواندن سیگنال EOG خام، مرحله پیش پردازش با حذف نویز و کج روی خط پایه، تبدیل موجک آن و در نهایت سیگنال کدشده با اعمال مقادیر آستانه را نشان می دهد.

همان طور که در شکل (۲) ملاحظه می شود حرکات چشم در هنگام خواندن متن، الگوی مشخصی را رعایت می کند که قابل استدلال است. هنگام خواندن یک سطر از هر نوشتار، چشم روی تک تک واژگان توقف دارد و برای جابه جایی بین واژگان، پرش های کوتاه انجام می دهد تا اینکه در پایان سطر و برای جابه جایی به سطر بعدی پرشی بلند انجام می دهد. دلیل چنین حرکتی این است که فووا^{۲۳} - که ناحیه ای کوچک واقع در شبکیه چشم انسان است و تجمع گیرنده های نوری در آن قابلیت دید دقیق را در مقایسه با سایر نقاط شبکیه فراهم می کند [۹]- باید در راستای نقطه دید قرار گیرد تا امکان خواندن

²⁰ Coded signal

²¹ Short Saccade Detection-SSD

²² Long Saccade Detection-LSD

²³ Fovea

مقادیر ACC و F هر یک، بین صفر و ۱ هستند، به طوری که هر

چه به یک نزدیکتر باشند کارایی بیشتر است [۱۱].

جدول (۱) - تحلیل آماری نتایج حاصل از دسته‌بندی داده‌ها در دو دسته خواندن و نخواندن متن به کمک سه معیار آماری ACC ، F -score و MCC مطابق روابط (۳) تا (۵). بیشترین نرخ شناسایی (ACC) به صورت درشت نمایان شده است.

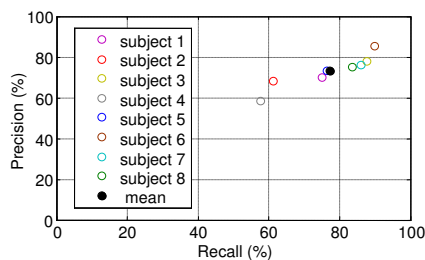
MCC	F -score(%)	ACC (%)	
۰/۴۴	۷۲/۴۱	۷۱/۷۷	فرد ۱ (زن)
۰/۴۱	۶۴/۶۸	۷۱/۶۳	فرد ۲ (مرد)
۰/۶۳	۸۲/۶۰	۸۱/۴۵	فرد ۳ (زن)
۰/۳۰	۵۸/۱۶	۶۶/۵۳	فرد ۴ (مرد)
۰/۵۴	۷۴/۷۵	۷۷/۰۵	فرد ۵ (زن)
۰/۶۶	۸۷/۶۹	۸۴/۱۸	فرد ۶ (مرد)
۰/۶۳	۸۰/۸۴	۸۰/۹۹	فرد ۷ (زن)
۰/۵۹	۷۹/۱۶	۷۹/۲۵	فرد ۸ (مرد)
۰/۵۲	۷۵/۰۴	۷۶/۶۱	میانگین
۰/۱۳	۹/۷۶	۶/۰۶	انحراف معیار

$$precision = TP / (TP + FP) \quad (6)$$

در رابطه (۶)، $precision$ بیانگر دقت است. در این رابطه هر چه مقدار دقت به یک نزدیکتر باشد کارایی بهتر است [۹].

$$recall = TP / (TP + FN) \quad (7)$$

در رابطه (۷)، $recall$ بیانگر بازخوانی است. در این رابطه هر چه مقدار بازخوانی به یک نزدیکتر باشد کارایی بهتر است. کمیت‌های بازخوانی و دقت بین صفر و ۱ هستند و هر چه به یک نزدیکتر باشند کارایی بیشتر است [۱۲].



شکل (۳) - نمودار درصد دقت (Precision) بر حسب بازخوانی (Recall) برای هر فرد و مقدار میانگین آن‌ها در کل افراد که با دایره توپر مشخص شده است. هرچه نقاط به گوشه سمت راست بالا (نقطه ۱۰۰ و ۱۰۰) نزدیکتر باشند کارایی بهتر است.

تطبیق رشته‌های زمان-پویا^{۲۴} به کار برده شد.

DTW میزان شباهت سری‌های زمانی را با در نظر گرفتن آثار

جابجایی و اعوجاج نشان می‌دهد؛ در دهه ۶۰ میلادی معرفی شد و اولین بار در دهه ۷۰ میلادی برای مقایسه الگوهای گفتاری مختلف در شناسایی خودکار گفتار به کار برده شد. DTW تاکنون در زمینه‌های گوناگون همچون تطبیق امضای برخط، خوشه‌بندی سری‌های زمانی و بازیابی اطلاعات استفاده شده و به تغییر شکل زمانی و سرعت‌های گوناگون مربوط به داده‌های وابسته به زمان، پاسخ موفقیت‌آمیزی داده است [۱۰].

۳- نتایج

کارایی الگوریتم ارائه شده در دسته‌بندی داده‌های متعلق به دسته خواندن و نخواندن متن، بر اساس معیارهای آماری تعریف شده مطابق روابط (۳) تا (۷)، بررسی شده است که نتایج آن در جدول (۱) و شکل (۳) ذکر شده‌اند.

در روابط (۳) تا (۷) پارامترهای به کار رفته عبارتند از: TP (True Positive) به معنی تشخیص درست خواندن، TN (True Negative) به معنی تشخیص درست نخواندن، FP (False Positive) به معنی تشخیص نادرست خواندن و FN (False Negative) به معنی تشخیص نادرست نخواندن. همچنین $P = TP + FP$ و $N = TN + FN$ است.

$$ACC = (TP + TN) / (P + N) \quad (3)$$

در رابطه (۳) ACC بیانگر نرخ شناسایی (Accuracy) است [۱۱].

$$F = 2TP / (\sqrt{TP + FP + FN}) \quad (4)$$

در رابطه (۴)، F بیانگر امتیاز F یا (F -score) است [۱۱].

$$MCC = (TP \times TN - FP \times FN) / \sqrt{P \times N \times P' \times N'} \quad (5)$$

در رابطه (۵) MCC ضریب همبستگی متیوس^{۲۵} است. MCC کمیتی بین -۱ و ۱ است که هر چه به مقدار یک نزدیکتر باشد کارایی بهتر است. همچنین در روابط (۳) و (۴)

²⁴ Dynamic Time Warping-DTW

²⁵ Mathews Correlation Coefficient

با استفاده از تنها یک کانال افقی به جای هر دو کانال افقی و عمودی برای دریافت سیگنال EOG مطابق شکل (۴) موفق به کاهش مزاحمت برای کاربر شده است. همچنین با وجود اعمال این محدودیت، به کارگیری الگوریتم مبتنی بر تطبیق رشته زمان-پویا، کارایی سامانه شناسایی فعالیت خواندن را بیش از پیش افزایش داد.



شکل (۴)- کاهش تعداد الکترودهای مورد نیاز برای ثبت سیگنال EOG به دلیل دستیابی به کارایی مناسب به کمک الگوریتم تطبیق رشته. ثبت سیگنال‌های EOG فقط از کانال افقی (حالت ب) در مقایسه با استفاده از هر دو کانال افقی و عمودی (حالت الف) برای ثبت سیگنال‌های EOG و ایجاد مزاحمت بیشتر برای کاربر.

در کنار مزیت ذکر شده، تمام الگوریتم‌های تطبیق الگو برای مقایسه الگوی دریافتی با الگوی مرجع برحسب طول زمانی الگوی مرجع، نیازمند حداقل زمانی معادل با طول الگوی مرجع است. برای مثال، در این پژوهش الگوی مرجع یک سری زمانی به طول میانگین خواندن یک سطر است. در واسط‌های کاربری و سامانه‌های بافتار آگاه که پردازش به صورت برخط^{۲۶} انجام می‌شود اثر این تطبیق الگو به صورت تأخیر زمانی نمایان می‌شود. این تأخیر برای شناسایی فعالیت خواندن شاید در حدود چند ثانیه باشد که برای کاربردهای روزمره‌ای مانند تنظیم روشنایی نمایشگر قابل قبول است. بنابراین باید برای برخی کاربردهای جدید، در صورت نیاز روش‌های پردازشی ترکیبی بمنظور کاهش تأخیر در نظر گرفته شود.

بهره‌گیری از الگوریتم‌های مبتنی بر تطبیق الگو در مورد الگوهای حرکتی قابل پیش‌بینی مانند خواندن می‌تواند کارایی زیادی داشته باشد؛ اما برای شناسایی فعالیت‌هایی که دارای

جدول (۲)- مقایسه کارایی روش‌های به کار رفته در منبع [۱] با روش ارائه شده در پژوهش کنونی (*)

نام روش	میانگین درصد نرخ شناسایی	انحراف معیار درصد نرخ شناسایی
الگوریتم مبتنی بر تطبیق رشته‌ی زمان-پویا*	۷۶/۶۱	۶/۰۶
تطبیق رشته بر مبنای فاصله‌ی لونشتاین	۷۲/۴۶	۱۵/۱۹
مدل پنهان مارکوف گسسته	۶۳/۰۷	۲۷/۳۱
مدل پنهان مارکوف گوسی	۶۹/۹۲	۳۵/۸۹

مطابق جدول (۱) تحلیل‌های آماری، بیانگر ۴٪ افزایش در بیشترین نرخ شناسایی و همچنین انحراف معیار کم در نرخ شناسایی است که نشان‌دهنده مقاومت‌تر بودن الگوریتم به شرایط و افراد مختلف، در مقایسه با الگوریتم‌های به کار رفته در منبع [۱] برای این پژوهش است. بنابراین الگوریتم مبتنی بر تطبیق رشته زمان-پویا در مقایسه با سایر الگوریتم‌هایی که تاکنون استفاده شده‌اند؛ برای این کاربرد (شناسایی فعالیت خواندن)، بهتر عمل می‌کند.

معیارهای متنوع آماری به کار رفته در جدول (۱)، افزون بر کارایی زیاد، در میانگین بازخوانی با افزایش بیش از ۷٪ در مقایسه با منبع [۱]، انحراف معیار کمی را نشان می‌دهند، که در کنار پاسخ مطلوب نمودار درصد دقت بر حسب بازخوانی (مطابق شکل (۳))، قابلیت اطمینان^{۲۶} بالای الگوریتم به کار رفته را بیان می‌کند. افزون بر این، در جدول (۲) کارایی روش‌های به کار رفته در مرجع [۱] با روش ارائه شده در منبع [۴] مقایسه شده است و بر طبق آن نیز برتری الگوریتم ارائه شده نمایان است.

۴- بحث و نتیجه‌گیری

اجرای سامانه‌هایی با هدف رایانش نافذ نیازمند بکارگیری واسط‌های کاربری با ایجاد کمترین مزاحمت است. این پژوهش

- Analysis and Machine Intelligence, 2011; 33(4): 741-753.
- [9] Duchowski A.T., Eye Tracking Methodology: Theory and Practice. Springer-Verlag New York, Inc., 2007.
- [10] Senin P., Dynamic Time Warping Algorithm Review; Honolulu USA 2008.
- [11] Fawcett T., An introduction to ROC analysis; Pattern Recognition Letters, 2006; 27(8): 861-874.
- [12] David L., and Dursun D., Advanced Data Mining Techniques; Springer, 2008; pp: 138.
- تغییرات غیرقابل پیش‌بینی هستند ممکن است کارایی مناسبی نداشته باشد. گزینش چند الگو که دارای فراوانی بیشتری در میان الگوهای استخراج شده هستند، به عنوان الگوهای مرجع در شناسایی چنین فعالیت‌هایی با کمک روش تطبیق الگو ممکن است راهگشا باشد.

۵- قدردانی

در پایان از جناب آقای دکتر آندریاس بولینگ^{۲۸} و همکارانشان در آزمایشگاه رایانش پوششی^{۲۹} دانشگاه صنعتی زوریخ، که داده‌های اولیه مورد نیاز در این پژوهش را در اختیار ما قرار داده‌اند سپاسگزاریم.

۶- مراجع

- [1] Bulling A., Ward J.A., Gellersen H., Tröster G., Robust Recognition of Reading Activity in Transit Using Wearable Electrooculography; Proc. of the 6th Int'l Conf. on Pervasive Computing, Berlin, 2008; pp: 19-37.
- [2] Venkataramanan S., Prabhat P., Choudhury S.R., Nemade H.B., Sallanbi J.S., Biomedical Instrumentation based on Electrooculogram (EOG) Signal Processing and Application to a Hospital Alarm System; Proc. of Int'l Conference on Intelligent Sensing and Information Processing, 2005; pp:535 – 540.
- [3] Logan B., Healey J., Philipose M., Tapia E., Intille S., A Long-Term Evaluation of Sensing Modalities for Activity Recognition; Ubiquitous Computing, 2007; 4717: 483-500.
- [4] Vidal M., Turner J., Bulling A., Gellersen H., Wearable eye tracking for mental health monitoring; Computer Communications, 2011; 35(11): 1306-1311.
- [5] Gu J.J., Meng M., Cook A., Faulkner G., A Study of Natural Eye Movement Detection and Ocular Implant Movement Control Using Processed EOG Signals; Proc. IEEE Int'l Conf. Robotics and Automation, 2001; 2: 1555-1560.
- [6] Chouhan V.S., Mehta S.S., Total Removal of Baseline Drift from ECG Signal; Proc. 17th Int'l Conf. Computer Theory and Applications, 2007; pp: 512-515.
- [7] Tinati M.A., Mozaffary B., A Wavelet Packets Approach to Electrocardiograph Baseline Drift Cancellation; Int'l J. Biomedical Imaging, 2006; 2006: 1-9.
- [8] Bulling A., Ward J.A., Gellersen H., Troster G., Eye Movement Analysis for Activity Recognition Using Electrooculography; IEEE Trans. Pattern

²⁸ Andreas Bulling

²⁹ Wearable Computing