

بررسی تغییرات ریتم آلفا به منظور ردیابی خستگی ذهنی راننده در روی شبیه‌ساز رانندگی

فرامرز قره‌گوزلو^{۱*}، جبرائیل نسل سراجی^۲، عادل مظلومی^۳، علی نحوی^۴، علی مطیع نصرآبادی^۴، عباس رحیمی فروشانی^۵،

محمدرضا آشوری^۶، مهدی سمواتی^۷

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۲/۵/۵

تاریخ دریافت: ۱۳۹۲/۴/۲۹

چکیده

مقدمه: خستگی ذهنی یکی از علل اصلی حوادث جاده‌ای است. بیش از ۳۰ درصد حوادث به علت خواب‌آلودگی و خستگی راننده اتفاق می‌افتد، لذا شناسایی ابزارها و روش‌هایی به منظور تشخیص زود هنگام خستگی و خواب‌آلودگی از اهمیت بسیاری در پیشگیری از حوادث برخوردار است. در این میان استفاده از روش‌های بیولوژیکی مانند EEG می‌تواند از معتبرترین روش‌ها باشد.

مواد و روش‌ها: مطالعه حاضر به روش توصیفی-تحلیلی در روی ۱۹ نفر از رانندگان سواری مرد انجام‌گردید. به منظور القای بیشتر خستگی از رانندگان خواسته شد که حداقل ۱۸ ساعت قبل از آزمایش نخوابند و ۱۲ ساعت پیش از آن از خوردن نوشیدنی‌های کافئین‌دار و مواد محرک خودداری نمایند. وضعیت خواب رانندگان از طریق فرم یادداشت خواب از یک هفته قبل کنترل می‌شد. رانندگان می‌بایست یک جاده ۱۱۰ کیلومتری را با سرعت ۹۰ کیلومتر در ساعت با حفظ مسیر حرکت طی کنند. میزان خستگی ذهنی در هر ۱۰ دقیقه با مقیاس خواب‌آلودگی کرولینسکا ثبت می‌شد. همچنین ارزشیابی ویدیویی از چهره راننده از لحاظ خستگی در هر ۱۰ دقیقه توسط دو نفر از پژوهشگران آموزش‌دیده انجام می‌شد. در طول رانندگی روی شبیه‌ساز، امواج مغزی با ۱۶ کانال ثبت می‌شد. پس از فیلتر کردن و حذف سیگنال‌های مزاحم، توان نسبی و مطلق آلفا در کانال‌های مختلف محاسبه گردید. سپس از آمار توصیفی و ضریب همبستگی اسپیرمن و آزمون تی زوجی برای آزمون همبستگی و مقایسه میانگین‌ها در ۱۰ دقیقه ابتدایی و انتهایی رانندگی استفاده شد.

یافته‌ها: این مطالعه نشان داد که بین میزان خودارزیابی خستگی در ۱۰ دقیقه ابتدایی و انتهایی مسیر اختلاف معنادار وجود داشت ($P < 0.001$). این امر در مورد ارزشیابی ویدیویی نیز صدق می‌کرد. میانگین توان مطلق آلفا در ۱۰ دقیقه انتهایی نسبت به ۱۰ دقیقه ابتدایی مسیر افزایش معنادار داشت ($P < 0.001$)، در حالی که توان نسبی آلفا در ۱۰ دقیقه انتهایی نسبت به ۱۰ دقیقه ابتدایی مسیر تفاوتی نداشت.

نتیجه‌گیری: خستگی ذهنی راننده یکی از مشکلات بسیار مهم رانندگان از دیدگاه ایمنی جاده به حساب می‌آید. این مطالعه حاکی است که امواج مغزی و بویژه توان مطلق آلفا می‌تواند شاخص خوبی برای پیش‌بینی زود هنگام خستگی ذهنی راننده باشد.

کلیدواژه‌ها: خستگی ذهنی راننده، مقیاس خواب‌آلودگی کرولینسکا (KSS)، ارزیابی ویدیویی، توان آلفا

* (نویسنده مسئول) دانشجوی دکتری بهداشت حرفه ای دانشگاه علوم پزشکی تهران، دانشکده بهداشت، گروه بهداشت حرفه ای و عضو هیأت علمی دانشگاه علوم پزشکی کرمانشاه، دانشکده بهداشت، گروه بهداشت حرفه‌ای، آدرس پست الکترونیکی: gharagozlou@kums.ac.ir

۲- عضو هیأت علمی گروه بهداشت حرفه‌ای دانشکده بهداشت دانشگاه علوم پزشکی تهران

۳- عضو هیأت علمی گروه مکانیک دانشکده مکانیک دانشگاه خواجه نصیرطوسی

۴- عضو هیأت علمی گروه مهندسی پزشکی دانشگاه شاهد تهران

۵- عضو هیأت علمی گروه آمار و اپیدمیولوژی دانشکده بهداشت دانشگاه علوم پزشکی تهران

۶- کارشناس ارشد مکانیک دانشگاه خواجه نصیر طوسی

۷- دانشجوی دکتری مهندسی پزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران

مقدمه:

خستگی یک حالت انتقالی بین بیداری و خواب است که خود را به شکل عدم هوشیاری و کاهش عملکرد ذهنی یا فیزیکی نشان می‌دهد و اغلب با خواب‌آلودگی همراه است. خستگی راننده یکی از عوامل اصلی تصادفات و تلفات جانی در جاده‌ها است. تصادفات ناشی از خستگی اغلب شدیدتر از دیگر تصادفات است، زیرا زمان عکس‌العمل راننده افزایش می‌یابد (۱).

مطالعات متعدد حاکی است که تقریباً ۲۰ درصد همه حوادث جاده‌ای و تا ۵۰ درصد در بعضی از جاده‌ها به دلیل خستگی اتفاق افتاده است (۲). تقریباً ۳۰-۱۰ درصد تلفات جاده‌ای به خستگی راننده وابسته است (۳). در پژوهش‌های بسیار نشان داده شده است که خستگی ذهنی باعث نقص در توانایی‌های شناختی می‌گردد. خستگی ذهنی سبب طولانی شدن زمان واکنش و افزایش خطاها می‌شود (۴و۵). نقص در وظایف ادراکی و شناختی پس از بیداری طولانی مدت باعث اختلال در عملکرد و کارایی فرد می‌شود. گراندجان خستگی را به عنوان حالتی تبیین می‌کند که با کارایی کاهش یافته و عدم اشتیاق عمومی به کار مشخص شده است (۶و۷).

معیارهای مختلفی برای سنجش خستگی ذهنی مطرح شده است. این معیارها را می‌توان به معیارهای ذهنی، روانشناختی، عملکرد و فیزیولوژیکی دسته‌بندی کرد. در روش‌های ذهنی از پرسشنامه‌های استاندارد همچون مقیاس خواب‌آلودگی کرولینسکا (Karolinska Sleepiness Scale) استفاده شده است (۸-۱۳). علاوه بر این، به کاربری معیارهای رفتاری و روانشناختی در بررسی خستگی ذهنی در مطالعات بسیاری انجام شده است (۱۴-۱۷). این روش‌ها مجموعه‌ای از ثبت‌های ویدیویی از بیان چهره (Facial Expression) و رفتارهای قالبی (Mannerisms) و پرسشنامه‌های ویژگی‌های شخصیتی را دربرمی‌گیرد (۱۷). استفاده از این روش‌ها در بررسی خستگی و حالات شخص از قابلیت اطمینان و اعتبار بالایی برخوردار است. در مطالعات خستگی روی شبیه‌ساز از پارامترهای عملکرد رانندگی نظیر تغییرات انحراف از مسیر و

تغییرات زاویه فرمان اتومبیل استفاده شده است (۱۸-۲۰). بعضی دیگر از محققان بر سنجش تغییرات فیزیولوژیکی راننده، مثل سنجش فعالیت چشم، میزان ضربان قلب، پتانسیل الکتریکی پوست و بویژه فعالیت‌های الکتروآنسفالوگرافیکی به عنوان وسیله‌ای برای ردیابی حالات شناختی تمرکز کرده‌اند (۲۱و۲۲). با وجود اینکه شاخص‌های فیزیولوژیکی متعددی برای سنجش سطح هوشیاری در دسترس است، سیگنال EEG ممکن است یکی از مطمئن‌ترین و پیشگویی‌کننده‌ترین آن‌ها باشد (۲۳-۲۵). چراکه مستقیماً فعالیت مغز را منعکس می‌کند. رانندگی مستلزم وظایف مختلفی همچون حرکت، استدلال، پردازش دیداری و شنیداری، تصمیم‌گیری، درک و شناخت است. رانندگی همچنین تحت تأثیر هیجان (Emotion)، اضطراب و بسیاری عوامل روانشناختی دیگر است (۲۴). همه فعالیت‌های فیزیکی و ذهنی مرتبط با رانندگی در سیگنال‌های EEG منعکس است. فعالیت الکتریکی مغز طبق ریتم‌هایی دسته‌بندی می‌شود که بر حسب باندهای فرکانسی شامل دلتا، تتا، آلفا و بتا تعریف می‌شوند (۲۶). ریتم آلفا محدوده فرکانسی ۱۳-۸ هرتز را دارد که در طول بیداری، بویژه در روی قشر پس‌سری اتفاق می‌افتد. در هنگام بستن چشم به طور مشخص ظاهر می‌شود و در هنگام باز کردن چشم کاهش می‌یابد و در طول توجه بشدت تضعیف می‌گردد (۲۷).

در گذشته سنجش‌های الکتروآنسفالوگرافی برای تعیین تغییرات عملکرد به کار رفته است و معلوم شده که افزایش فعالیت دلتا به توجه به پردازش درونی در طول عملکرد وظیفه‌روانی وابسته است (۲۸). محققان دیگر گزارش کرده‌اند که افزایش فعالیت تتا در EEG به کاهش عملکرد در طول وظیفه‌یکنواخت بستگی دارد (۲۹). گرچه برخی روندهای معین در فعالیت دلتا، تتا و آلفا طی خستگی مشاهده شده، یافته‌های مطالعات مختلف ممکن است تحت تأثیر متغیرهای میان‌فردی و بین‌فردی در داده‌های EEG باشد (۳۰).

تغییر در طیف توانی EEG با نوسانات سطح هوشیاری همراه است (۳۱). پایش سیگنال‌های فیزیولوژیکی در حین

نوشیدنی‌های کافئین دار مثل قهوه و چای و کشیدن سیگار و هرگونه دارو و مواد محرک خودداری نمایند. شرکت کنندگان دارای الگوهای خواب منظم (خوابیدن حداکثر قبل از ساعت ۱ نیمه شب و بیدار شدن قبل ۹ صبح و عدم عادت به چرت روزانه و عاری از اختلالات خواب) بودند. آزمایش‌ها بین ساعات ۲ تا ۶ بامداد انجام گرفت.

آماده سازی دستگاه شبیه ساز رانندگی:

در این پژوهش به منظور بررسی خستگی ذهنی راننده از دستگاه شبیه ساز رانندگی با سکوی ثابت (مدل CI004 Semi) مبتنی بر واقعیت مجازی (Virtual-reality driving simulator) در یک اتاق آرام کنترل شده از لحاظ دما و صدا و دارای روشنایی ثابت استفاده شد. این شبیه ساز توسط گروه مکترونیک دانشگاه خواجه نصیر طوسی طراحی و ساخته شد (شکل ۱). در مرحله بعد سناریوی جاده یکنواخت به طول ۱۱۰ کیلومتر طراحی و شبیه سازی شد. ۹۰ کیلومتر ابتدایی جاده، یکنواخت و مستقیم با حداقل اجزای کناری برای القای بیشتر خستگی و ۳۰ کیلومتر انتهایی جاده‌ای پر پیچ و خم و کوهستانی بود (شکل ۲). جاده مورد نظر براساس پرمخاطره ترین جاده های موجود در کشور از طریق نقشه گوگل عکس برداری و با نرم افزارهای civil 3D (نسخه ۲۰۱۳) و 3D Max (نسخه ۲۰۱۲) طراحی گردید.



شکل ۱- تصویر شبیه ساز رانندگی به کار رفته برای ردیابی خستگی ذهنی راننده.

رانندگی امکان ردیابی و هشدار خستگی را فراهم می آورد (۳۲). در بیشتر تحقیقات معلوم شده که تغییرات فعالیت تتا و دلتا به انتقال به خستگی مرتبط است (۲۰). بنابراین، پایش الکتروانسفالوگرافی در طول خستگی راننده شاید متغیری نویدبخش برای استفاده در دستگاه های سنجش متقابل خستگی باشد (۲۴).

در مطالعات نشان داده شده که در طول رانندگی در شب، موج باند دلتا به طور معناداری با افزایش میزان خستگی تغییر می یابد (۳۳). برخی از پژوهشگران شاخص بار کار مغزی مبتنی بر EEG را براساس افزایش طیف توانی باند تتا در ناحیه جلوی پیشانی و کاهش همزمان طیف توانی در باند آلفا در ناحیه آهیانه ارایه داده اند (۳۴). ژانگ و همکاران (۲۰۰۹) نشان دادند که با افزایش سطح خستگی ذهنی فیزیولوژیکی، توان تسبی ریتم های تتا، آلفا و بتا کاهش می یابد، در حالی که توان نسبی ریتم دلتا زیاد می شود (۳۵). همچنین اسپیر (۲۰۰۰) نتیجه گرفت که با کاهش سطح توجه راننده توان نسبی آلفا افزایش می یابد (۳۶). با این حال، تحقیق در خصوص ارتباط پارامترهای فیزیولوژیکی بویژه باندهای فرکانسی EEG با خستگی راننده همچنان ادامه دارد و موضوعی مهم است که تحقیقات بیشتری را طلب می کند، لذا مطالعه حاضر با هدف ردیابی خستگی ذهنی راننده از طریق تغییرات امواج آلفا در الکتروانسفالوگرافی انجام گرفت.

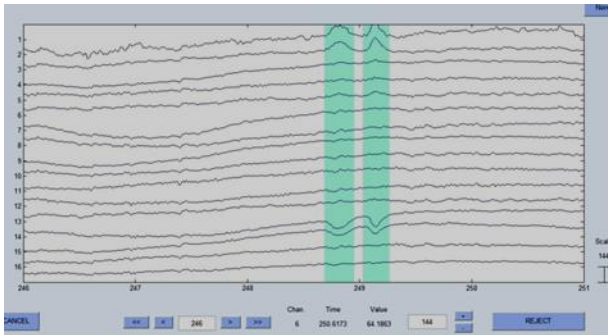
مواد و روش ها:

انتخاب شرکت کنندگان:

از ۱۹ نفر از رانندگان سواری داوطلب سالم (در محدوده سنی ۲۰ تا ۳۰ سال) از طریق مصاحبه که دارای گواهی نامه رانندگی با حداقل ۲ سال تجربه رانندگی بودند و سابقه بیماری یا آسیب مغزی و اختلالات خواب نداشتند، پس از اخذ رضایت نامه کتبی آگاهانه درخواست شد تا ۱۸ ساعت قبل از آزمایش نخوابند و ۱۲ ساعت پیش از آن از خوردن

به epoch های ۲ ثانیه ای تقسیم شدند (یک epoch شامل ۵۱۲ نمونه و برابر ۲ ثانیه بود).

سپس استخراج ویژگی ها شامل استفاده از چگالی طیف توانی و تبدیل فوریه برای تفکیک فرکانس ها و محاسبه توان مطلق و نسبی باند فرکانسی آلفا برای بررسی حالات راننده و تغییرات آن ها در کانال های مغزی انجام شد. توان نسبی آلفا از نسبت توان مطلق آلفا به کل توان باندهای فرکانسی سیگنال محاسبه گردید. سپس، تغییرات توان مطلق و نسبی آلفا در ۱۰ دقیقه ابتدایی و انتهایی رانندگی با نمرات حاصل از ارزیابی ذهنی مقایسه شد و برای اطمینان بیشتر در این مطالعه با استفاده از روش اعتبار سنجی مضاعف (Double check validity) ویژگی های به دست آمده با امتیازات ارزیابی ویدیویی مجدداً اعتبار سنجی شد.



شکل ۳- حذف آرتیفکت چشمی از سیگنال های مغزی.

پروتکل آزمایش:

پیش از شروع آزمایش، گرایش به خواب آلودگی رانندگان با استفاده از مقیاس خواب آلودگی اپ ورث (Epworth Sleepiness Scale=ESS) سنجیده شد و با شروع آزمایش در هر ۱۰ دقیقه سطح خستگی ذهنی آن ها با مقیاس خواب آلودگی کرولینسکا (Karolinska Sleepiness Scale=KSS) (۹ امتیازی (۱ برای کاملاً هوشیار و ۹ برای خیلی خواب آلود) توسط خود شرکت کنندگان از طریق نمایش در روی صفحه نمایش ارزیابی شد (خود ارزیابی خستگی). سپس در حالی که در آرامش روی صندلی نشسته بودند، ثبت های EEG برای بررسی سیگنال



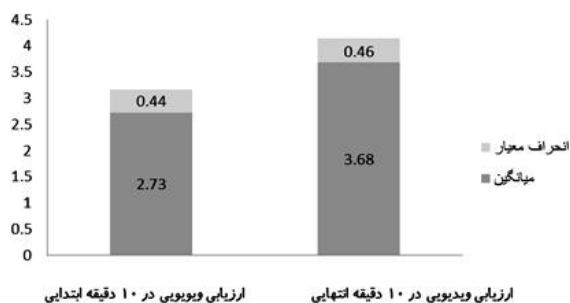
شکل ۲- عکس گرفته شده از صفحه نمایش LCD شبیه ساز رانندگی.

آماده سازی برای گرفتن EEG و EOG:

ثبت سیگنال ها با دستگاه پرتابل g.USBamp ۱۶ کاناله با فرکانس نمونه برداری ۲۵۶ هرتز و به صورت ۲۴ بیتی با استفاده از الکترودهای اکتیو انجام گرفت. داده های EEG و EOG به طور پیوسته به صورت همزمان با رانندگی در روی شبیه ساز ثبت و ضبط شد. الکترودها در نقاط مختلف سر براساس پروتکل استاندارد ۲۰-۱۰ نصب گردید. کانال های اصلی ثبت سیگنال ها شامل O1، O2، P3، P4، P7، P8، FP1، FP2، CZ، FZ، T7، T8، OZ و دو کانال برای ثبت سیگنال EOG چشم چپ و راست بود. الکترودها مرجع A2 و الکترودهای زمین FZ بود. برای ثبت سیگنال ها از کلاه g.tec همراه با دو ژل پاک کننده سطح سر و ژل اتصال دهنده الکترودهای اکتیو استفاده شد. پیش از استخراج ویژگی ها، باید داده های EEG پیش پردازش شوند. مرحله اول پیش پردازش، شامل خواندن داده ها در محیط نرم افزار مطلب نسخه ۲۰۱۱ بود. در مرحله بعد فیلتر کردن کانال های خالص جدا شده برای حذف فرکانس های مزاحم (Artifact removal) انجام شد. EEG خام حاوی این نویز در هر دو انتهای طیف، ابتدا با استفاده از فیلتر عبور باند با فرکانس های برش ۰/۵ هرتز و ۶۰ هرتز فیلتر شد و از فیلتر ناچ (notch filter) برای حذف فرکانس های برق شهری استفاده گردید. در مرحله بعد آرتیفکت های عضلانی و چشمی با استفاده از نرم افزار EEGLab (نسخه ۲-۵-۶a) (نسخه ۱۰) به طور چشمی حذف شدند (شکل ۳). همه سیگنال ها

میانگین و انحراف معیار خود ارزیابی خواب آلودگی (KSS) در ۱۰ دقیقه ابتدایی و انتهایی رانندگی در روی شبیه ساز به ترتیب ۲۲ ± ۳/۹۵ و ۲۳ ± ۷/۵۳ بود. آزمون تی زوجی نشان داد که بین میزان خود ارزیابی خواب آلودگی در ۱۰ دقیقه ابتدایی و انتهایی مسیر اختلاف آماری معنادار وجود داشت ($P < 0.001$). میزان ارزشیابی ویدیویی از چهره راننده در ۱۰ دقیقه ابتدایی و انتهایی در شکل ۴ آورده شده است. آزمون تی زوجی نشان داد که میانگین ارزشیابی ویدیویی در ۱۰ دقیقه ابتدایی و انتهایی رانندگی اختلاف آماری معنادار داشت ($P < 0.001$).

بین خود ارزیابی ذهنی و ارزیابی ویدیویی در ۱۰ دقیقه ابتدایی رانندگی همبستگی آماری معناداری وجود داشت ($r = 0.404$ و $P < 0.001$). آزمون اسپیرمن نشان داد که بین خود ارزیابی ذهنی و ارزیابی ویدیویی در ۱۰ دقیقه انتهایی رانندگی همبستگی آماری معناداری وجود داشت ($r = 0.62$ و $P < 0.001$).



شکل ۴- میزان ارزشیابی ویدیویی از چهره راننده در ۱۰ دقیقه ابتدایی و انتهایی رانندگی در روی شبیه ساز.

یافته های حاصل از توان مطلق و نسبی آلفا در ۱۰ دقیقه ابتدایی و انتهایی مسیر رانندگی در جدول ۱ آورده شده است.

های نرمال به مدت ۳ دقیقه با چشم های بسته و ۳ دقیقه با چشم های باز صورت گرفت (در حالت چشم بسته فرد باید رانندگی در جاده یا بزرگراه را در ذهن خود تصور نماید و در حالت چشم باز باید به تصویر جاده در صفحه نمایش نگاه کند و پلک نزند). بعد همزمان با رانندگی در روی شبیه ساز رانندگی مبتنی بر واقعیت مجازی در جاده ۱۱۰ کیلومتری طراحی شده با سرعت ثابت ۹۰ کیلومتر در ساعت، ثبت های پیوسته EEG و EOG و نیز ضبط ویدیویی همزمان از چهره راننده و نیز رفتار راننده در دو دید روبرو و پهلو انجام پذیرفت. این ضبط های ویدیویی برای ارزیابی سطح خستگی رانندگان در یک مقیاس ۴ امتیازی از ۱ (بسیار هوشیار) تا ۴ (بسیار خسته) توسط دو نفر مشاهده گر آموزش دیده به کار گرفته شدند. انجام آزمون ها بین ساعت ۶-۲ بامداد برای حذف یا کنترل تأثیر احتمالی متغیر مداخله کننده ریتم های سیرکادین صورت گرفت.

تجزیه و تحلیل داده ها:

از آمار توصیفی نظیر شاخص های مرکزی و پراکندگی برای توصیف متغیر ها استفاده شد. همچنین ضرایب همبستگی پیرسون و اسپیرمن برای بررسی ارتباط بین نمرات خود ارزیابی خستگی ذهنی، نمرات ویدیویی و توان های مطلق و نسبی آلفا به کار رفت. به منظور مقایسه میانگین نمرات KSS، ارزیابی ویدیویی و توان های مطلق و نسبی آلفا در ۱۰ دقیقه ابتدایی و انتهایی رانندگی از آزمون تی زوجی استفاده گردید.

یافته ها:

سن رانندگان شرکت کننده در مطالعه $23/88 \pm 1/44$ سال بود. میزان شاخص توده بدن (BMI) رانندگان $21/57 \pm 2/01$ و میزان خواب آن ها طی ۲۴ ساعت گذشته $5/29 \pm 1/14$ ساعت بود. متوسط زمان رانندگی روی شبیه ساز $47 \pm 36/17$ دقیقه بود.

جدول ۱ - توان مطلق و نسبی آلفا در ۱۰ دقیقه ابتدایی و انتهایی رانندگی

پارامتر	۱۰ دقیقه ابتدایی (Mean ±S.D.)	۱۰ دقیقه انتهایی (Mean ±S.D.)	مقدار t	مقدار p
توان مطلق آلفا	۰/۰۴۰۹±۰/۰۳۷۷	۰/۰۴۵۰±۰/۰۳۷۸	-۲/۷۶	۰/۰۰۶
توان نسبی آلفا	۰/۰۴۱۷±۰/۰۴۱۳	۰/۰۴۰۷±۰/۰۳۷۱	۰/۸۸	۰/۳۸۱

باید توجه داشت که یافته های مربوط به نمرات KSS تغییرات اندکی در ۱۰ دقیقه پایانی رانندگی داشتند (همه شرکت کنندگان به حالت خستگی و خواب آلودگی شدید رسیدند)، این امر ممکن است به این دلیل باشد که فرد خسته نمی تواند بخوبی خود را ارزیابی نماید. به عبارت دیگر، خستگی ذهنی می تواند بر قضاوت فرد از حالت خود اثر بگذارد. بنابراین، همه شرکت کنندگان دچار خستگی شدند و نمرات مشابهی به خود دادند.

یافته های این مطالعه مقدماتی افزایش معناداری در توان مطلق آلفا در بخش انتهایی رانندگی نشان داد که این مسأله با جنبه های شناخته شده آلفا همخوانی دارد (۳۸ و ۳۹). افزایش توان آلفا در ۱۰ دقیقه انتهایی نشاندهنده کاهش سطح هوشیاری و توجه و شروع خواب آلودگی و خستگی است. یافته های حاصل با مطالعه جپ و دیگران (۲۰۱۰) سازگار است که آن ها نیز اختلاف معناداری را بین باند فرکانسی آلفا در بخش اول و پنجم رانندگی نشان دادند (۴۰). در مطالعه ای دیگر توسط اکرستد و همکاران (۲۰۰۱) افزایش فعالیت دلتا و تتا در سه ساعت آخر رانندگی در ۷ راننده کامیون در شب مشاهده گردید (۴۱). در مطالعه حاضر بیشترین تغییرات در ناحیه راست آهیانه (P4) اتفاق افتاده است که این یافته با یافته مطالعه شیر (۲۰۰۰) که بیشترین تغییرات را در ناحیه راست قدامی (F4) داشتند (۳۶)، تفاوت دارد. البته این یافته با نقش گزارش شده نیمکره راست مغز که از طریق سنجش جریان خون در طول وظایف مستلزم توجه انجام شده، سازگار است (۴۲).

جدول ۱ حاکی است که میانگین توان نسبی آلفا در ۱۰ دقیقه ابتدایی و انتهایی مسیر تفاوتی نداشت، در حالی که توان مطلق آلفا در ۱۰ دقیقه انتهایی نسبت به ۱۰ دقیقه ابتدایی مسیر افزایش معنادار داشت. افزون بر این، یافته های حاصل از پردازش سیگنال ها نشان داد که بین توان مطلق آلفا در ۱۰ دقیقه ابتدایی و انتهایی رانندگی در ناحیه آهیانه (Parietal) اختلاف آماری معناداری وجود داشت ($P=0/005$). همچنین تفاوت آماری معناداری میان توان مطلق آلفا در ۱۰ دقیقه اول و آخر در ناحیه P4 مشاهده گردید ($P=0/026$).

بحث:

این مطالعه روشی را برای تشخیص زودهنگام خستگی ذهنی یا خواب آلودگی راننده بر مبنای پردازش سیگنال های EEG برای رانندگان سالم آرایه می دهد. در این پژوهش، روش های مختلف خستگی شامل خود ارزیابی ذهنی خواب آلودگی (KSS)، ارزیابی ویدیویی و نیز توان موج آلفا برای ارزیابی تغییرات حالات راننده طی مراحل ابتدایی و انتهایی رانندگی به کار گرفته شده است.

نتایج تجربی به دست آمده حاکی است که افزایش معنادار در سطح خواب آلودگی ذهنی در ۱۰ دقیقه انتهایی رانندگی وجود داشت. نتایجی مشابه در مطالعه ژانگ (۲۰۰۸) به دست آمد که در آن سطح خواب آلودگی و خستگی افزایش معناداری را نسبت به قبل از وظیفه مورد آزمایش نشان داد (۳۷).

8. Anund A, Ahlstrom C, Kecklund G, Akerstedt T. Rumble strips in centre of the lane and the effect on sleepy drivers. *Ind Health*. 2011;49:549-58.
9. Belz SM, Robinson GS, Casali JG. Temporal separation and self-rating of alertness as indicators of driver fatigue in commercial motor vehicle operators. *Hum Factors*. 2004;46:154-69.
10. Kaida K, Takahashi M, Akerstedt T, Nakata A, Otsuka Y, Haratani T, et al. Validation of the Karolinska sleepiness scale against performance and EEG variables. *Clin Neurophysiol*. 2006;117:1574-81.
11. Oginska H, Fafrowicz M, Golonka K, Marek T, Mojsa-Kaja J, Tucholska K. Chronotype, sleep loss, and diurnal pattern of salivary cortisol in a simulated daylong driving. *Chronobiol Int*. 2010;27:959-74.
12. Otmami S, Roge J, Muzet A. Sleepiness in professional drivers: effect of age and time of day. *Accid Anal Prev*. 2005;37:930-7.
13. Putilov AA, Donskaya OG. Construction and validation of the EEG analogues of the Karolinska sleepiness scale based on the Karolinska drowsiness test. *Clin Neurophysiol*. 2013;124:1346-1352.
14. Assari MA, Rahmati M. Driver drowsiness detection using face expression recognition. In *Signal and Image Processing Applications (ICSIPA)*. 2011 IEEE International Conference on. 2011;337-341.
15. Lal SK, Craig A. Driver fatigue: electroencephalography and psychological assessment. *Psychophysiology*. 2002;39:313-21.
16. Mascord DJ, Heath RA. Behavioral and physiological indices of fatigue in a visual tracking task. *J Safety Res*. 1992;23:19-25.
17. Wierwille WW, Ellsworth LA. Evaluation of driver drowsiness by trained raters. *Accid Anal Prev*. 1994;26:571-81.
18. Young KL, Salmon PM, Cornelissen M. Distraction-induced driving error: An on-road examination of the errors made by distracted and undistracted drivers. *Accid Anal Prev*. 2013;58:218-225.
19. Forsman PM, Vila BJ, Short RA, Mott CG, Van Dongen HP. Efficient driver drowsiness detection at moderate levels of drowsiness. *Accid Anal Prev*. 2013;50:341-50.
20. Anund A, Kecklund G, Peters B, Forsman A, Lowden A, Akerstedt T. Driver impairment at night and its relation to physiological sleepiness. *Scand J Work Environ Health*. 2008;34:142-50.
21. Matousek M, Petersen I. A method for assessing alertness fluctuations from EEG spectra.

نتیجه گیری :

خستگی ذهنی راننده یکی از مشکلات بسیار مهم رانندگان از دیدگاه ایمنی جاده به حساب می آید. این مطالعه حاکی است که امواج مغزی و بویژه ریتم آلفا می تواند شاخص خوبی برای پیش بینی زود هنگام خستگی ذهنی راننده باشد و در کنار این شاخص می توان از پردازش تصاویر ویدیویی چهره راننده نیز برای پیشگیری از حوادث جاده ای کمک گرفت. توسعه الگوریتم مقابله با خستگی مبنایی را برای ساخت دستگاه های آتی مقابله با خستگی به وجود می آورد. اجرای دستگاه های الکترونیکی ردیابی خستگی برای کاهش حوادث جاده ای ناشی از خستگی و هزینه های مرتبط با آن حیاتی است.

تشکر و قدردانی:

نویسندگان بر خود لازم می دانند که از همکاری کلیه شرکت کنندگان در پژوهش تشکر و قدردانی نمایند. همچنین از گروه نرم افزار و برق آزمایشگاه واقعیت مجازی دانشگاه صنعتی خواجه نصیر طوسی سپاسگزاری می شود.

منابع:

1. Chunlin Zhao CZMZJ. Physiological Assessment of Driving Mental Fatigue Using Wavelet Packet Energy and Random Forests. *Am J Biomed Sci*. 2010;2:262-74.
2. ROSPA. Driver Fatigue and Road Accidents - A Literature Review and Position Paper. Birmingham: The Royal Society for the Prevention of Accidents; 2001.
3. Vicente J, Laguna P, Bartra A, Bailón R. Detection of driver's drowsiness by means of HRV analysis. In *Computing in Cardiology*. IEEE. 2011;89-92.
4. Dorrian J, Lamond N, Dawson D. The ability to self-monitor performance when fatigued. *J Sleep Res*. 2000;9:137-44.
5. Scheffers MK, Humphrey DG, Stanny RR, Kramer AF, Coles MG. Error-related processing during a period of extended wakefulness. *Psychophysiology*. 1999;36:149-57.
6. Grandjean E. *Fitting the Task to the Man*. London: Taylor and Francis; 1988.
7. Grandjean E. Fatigue in industry. *Br J Ind Med*. 1979;36:175-86.

33. Xie X, Hu J, Liu X, Li P, Wang S. The EEG changes during night-time driver fatigue. In Intelligent Vehicles Symposium, IEEE. 2009; 935-939.
34. Borghini G, Vecchiato G, Toppi J, Astolfi L, Maglione A, Isabella R, et al. Assessment of mental fatigue during car driving by using high resolution EEG activity and neurophysiologic indices. In Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), Annual International Conference of the IEEE. 2012;6442-6445.
35. Zhang CF, Zheng CF, Pei XF, Ouyang Y. Power spectrum analysis on the multiparameter electroencephalogram features of physiological mental fatigue. J Biomed Engineering. 2009;26:162-6.
36. Mark A Schier. Changes in EEG alpha power during simulated driving: a demonstration. Int J Psychophysiol. 2000; 37:155-62.
37. Zhang C, Zheng C, Yu X. Evaluation of mental fatigue based on multiparameter physiological parameters and kernel learning algorithms. Chinese Science Bulletin. 2008;53:1835-47.
38. Ray WJ, Cole HW. EEG alpha activity reflects attentional demands, and beta activity reflects emotional and cognitive processes. Science. 1985;10:750-2.
39. Schwartz B, Salustri C, Kaufman L, Williamson SJ. Alpha Suppression Related to a Cognitive Task. In: Williamson S, Hoke M, Stroink G, Kotani M, editors. Advances in Biomagnetism. Springer US; 1990. p. 237-40.
40. Jap BT, Lal S, Fischer P. Inter-hemispheric electroencephalography coherence analysis: assessing brain activity during monotonous driving. Int J Psychophysiol. 2010;27:76:169-73.
41. Akerstedt T, Kecklund G, Horte LG. Night driving, season, and the risk of highway accidents. Sleep. 2001;15;24:401-6.
42. Deutsch GF, Papanicolaou AC FAU, Bourbon WT FAU, Eisenberg HM. Cerebral blood flow evidence of right frontal activation in attention demanding tasks. Int J Neuroscience. 1987;36:23-28.
- Electroencephalogr Clin Neurophysiol. 1983;55:108-13.
22. Makeig S, Inlow M. Lapses in alertness: coherence of fluctuations in performance and EEG spectrum. Electroencephalogr Clin Neurophysiol. 1993;86(1):23-35.
23. Volow MRCWE. The heart rate variability correlates of spontaneous drowsiness onset. 1973.
24. Lal SK, Craig A. A critical review of the psychophysiology of driver fatigue. Biol Psychol. 2001;55:173-94.
25. Artaud P, Planque S, Lavergne C, Cara H, de Lepine P, Tarrie're C, et al. An on-board system for detecting lapses of alertness in car driving. Proc. Int. Tech. Conf. Enhanced Safety Vehicles; May 23-May 26; Munich 1994.
26. Fisch BJ. Spehlmann's EEG Primer. Second revised and enlarged edition. Amsterdam: Elsevier Science BV; 1991.
27. Okogbaa OG, Shell RL, Filipusic D. On the investigation of the neurophysiological correlates of knowledge worker mental fatigue using the EEG signal. Appl Ergon. 1994;25:355-65.
28. Harmony T, Fernandez T, Silva J, Bernal J, az-Comas L, Reyes A, Silva J, Bernal J, Díaz-Comas L, Reyes A, et al. EEG delta activity: an indicator of attention to internal processing during performance of mental tasks. Int J Psychophysiol. 1996;24:161-71.
29. Horvath M, Frantik E, Kopriva K, Meissner J. EEG theta activity increase coinciding with performance decrement in a monotonous task. Act Nerv Super (Praha). 1976;18:207-10.
30. Cacioppo JT, Tassinari LG, Berntson GG. Handbook of psychophysiology. Cambridge University Press; 2007.
31. Jung TP, Makeig S, Stensmo M, Sejnowski TJ. Estimating alertness from the EEG power spectrum. IEEE Trans Biomed Eng. 1997;44:60-9.
32. Lal SK, Craig A, Boord P, Kirkup L, Nguyen H. Development of an algorithm for an EEG-based driver fatigue countermeasure. J Safety Res. 2003;34:321-8.

Investigating EEG Alpha Variations for Mental Fatigue Detection on Car Driving Simulator

Faramarz Gharagozlou*¹, Jebraeil Nasl Saraji², Adel Mazloumi², Ali Nahvi³, Ali Motie Nasrabadi⁴, Abbas Rahimi Foroushani⁵, Mohammadreza Ashouri⁶, Mehdi Samavati⁷

Received: 20/07/2013

Accepted: 27/07/2013

Abstract

Introduction: Driver fatigue is one of the major causes of accidents in roads. It is suggested that driver fatigue and drowsiness accounted for more than 30% of road accidents. Therefore, it is important to use features for real-time detection of driver mental fatigue to minimize transportation fatalities. The purpose of this study was to explore the EEG alpha power variations in sleep deprived drivers on a car driving simulator.

Materials and Methods: The present descriptive-analytical study was achieved on nineteen healthy male car drivers. After taking informed written consent, the subjects were requested to stay awake 18 hrs before the experiments and refrain from caffeinated drinks or any other stimulant as well as cigarette smoking for 12 hrs prior to the experiments. The drivers sleep patterns were studied through sleep diary for one week before the experiment. The participants performed a simulated driving task in a 110 Km monotonous route at the fixed speed of 90 km/hr. The subjective self-assessment of fatigue was performed in every 10 minute interval during the driving using Karolinska Sleepiness Scale (KSS). At the same time, video recordings from the drivers face and their behaviors were achieved in lateral and front views and rated by two trained observers. Continuous EEG and EOG records were taken with 16 channels during driving. After filtering and artifact removal, power spectrum density and fast Fourier transform (FFT) were used to determine the absolute and relative alpha powers in the initial and final 10 minutes of driving. To analyze the data, descriptive statistics, Pearson and Spearman coefficients and paired-sample T test were employed to describe and compare the variables.

Results: The findings showed a significant increase in KSS scores in the final 10 minutes of driving ($p < 0.001$). Similar results were obtained concerning video rating scores. Meanwhile, there was a significant increase in the absolute alpha power during the final section of driving ($p = 0.006$).

Conclusion: Driver mental fatigue is considered as one of the major implications for road safety. This study suggests that alpha brain wave rhythm can be a good indicator for early prediction of driver fatigue.

Key words: Driver mental fatigue, KSS, video rating, EEG alpha power

1* -**Corresponding Author**, Ph. D Student of Occupational Health Engineering, Tehran University of Medical Sciences and member of scientific board of Kermanshah University of Medical Sciences, Kermanshah, Iran. Email: gharagozlou@kums.ac.ir

2. Department of Occupational Health, School of Public Health, Tehran University of Medical Sciences, Iran

3. Department of Mechanical Engineering, K.N. Toosi University of Technology, Iran, Email: nahvi@kntu.ac.ir

4. Department of Biomedical Engineering, Shahed University, Iran, Email: a_m_nasrabadi@yahoo.com

5. Department of Statistics and Epidemiology, School of Public Health, Tehran University of Medical Sciences, Iran

6. Department of Mechanical Engineering, K.N. Toosi University of Technology, Iran, Email: mrzashouri@gmail.com

7. Ph. D Student of Biomedical Engineering, Tehran University of Medical Sciences, Iran. Email: m_samavati@razi.tums.ac.ir