



سرمقاله

روشهای نوین ارزیابیهای ارگونومیک در صنعت و تولید

عادل مظلومی^۱، جبرائیل نسل سراجی^۲

مقدمه

همان طوری که اسمیلی و بروکویس اشاره داشتند، در عین حالی که هر دو حالت بارکاری ذهنی بالا و پائین بی شک بعنوان شرایط اولیه در ایجاد خطاهای انسانی دخیل می باشند، با این وجود نمی توان به آسانی مابین بارکاری ذهنی و رخداد حوادث رابطه دقیقی برقرار نمود [۲]. دی وارد و بروکویس در مطالعه خودشان توانستند ما بین دو حالت بارکاری پائین (underload) و بارکاری بالا (overload) تفاوت و تمایزهایی را قائل شوند. به گفته آنان بارکاری پائین سبب کاهش سطح هوشیاری و میزان توجه و دقت می شود (که از طریق پارامترهای مربوط به چشم قابل اندازه گیری است). در مقابل بارکاری بالا باعث ایجاد حواس پرتی، منحرف شدن توجه و دقت به نقطه ای دیگر، و نبود زمان کافی جهت پردازش مناسب اطلاعات می گردد [۳ و ۴]. در خصوص اینکه در چه حالت و موقعی وضعیت اپراتور کمتر از آستانه معینی قرار گرفته و منجر به بروز خطا و رفتارهای اشتباه می گردد بایستی معیارهایی ارائه گردد. تنها در این حالت است که می توان بین ایجاد حوادث و عامل بارکاری (چه بالا و چه پائین) رابطه ای برقرار نمود. منشأ ایجاد کننده بار کاری بالا عواملی هستند از قبیل سرریز اطلاعات (information overload) که با استفاده از شاخص هایی مانند تغییر در فشار خون، پاسخ های الکتریکی سطح پوست (GSR (Galvanic skin response) و یا از طریق ارزیابی میزان خستگی که توسط EEG صورت می گیرد قابل ارزیابی هستند.

امروزه روشهای مختلف ارزیابی های فیزیولوژیکی رایج در فیلدهای پزشکی، در حیطه مهندسی فاکتورهای انسانی و ارگونومی نیز با هدف مطالعه بارکاری ذهنی اپراتورها در محیط های کاری بطور فزاینده ای مورد استفاده قرار می گیرد [۱]. در خصوص اینکه چرا امروزه مسئله سنجش و ارزیابی بارکاری ذهنی مورد توجه زیادی قرار گرفته و در آینده نیز بطور وسیعی مورد توجه ویژه قرار خواهد گرفت دلایل فراوانی وجود دارد. دلیل اول اینکه، ماهیت کارها بطور قابل ملاحظه ای تغییر پیدا کرده و از ماهیت فیزیکی (که از طریق نیروی عضلانی صرف شده یا ایجاد شده قابل اندازه گیری و ارزیابی است) به ماهیت شناختی و ادراکی (که با اندازه گیری فعالیت مغزی قابل ارزیابی است) تبدیل شده است. روندی که البته هنوز به حد ماکزیمم خود نرسیده است. دلیل دوم اینکه حوادث شایع در محیط های کاری از وسعت بسیار زیادی برخوردار بوده و هزینه های زیادی را بر سیستم های تولیدی و جامعه تحمیل می کند. اینگونه حوادث آنطور که به نظر می رسد غیر قابل ریشه کنی بوده و علل شیوع آن بطور وسیعی با خود قربانیان و در واقع عامل انسانی مرتبط می باشد. سومین دلیل در این رابطه خطاهای انسانی مرتبط با بارکاری ذهنی است که بیشتر به لحاظ ناکافی بودن پردازش اطلاعات در انسان رخ می دهند و بنا به گفته اسمیلی و بروکویس در سال ۱۹۸۷ مهمترین علل شیوع حوادث شغلی بوده است [۲].

۱- (نویسنده مسئول) استادیار گروه بهداشت حرفه ای دانشکده بهداشت، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران. (amazlomi@tums.ac.ir)

۲- استادیار گروه بهداشت حرفه ای دانشکده بهداشت، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران. (jnsaraji@tums.ac.ir)

علائم و سیگنال‌های مغناطیسی ناشی از فعالیت‌های مغزی، حرکات پلک چشم، و فعالیت‌های یا انقباضات عضلانی.

اغلب روشهای اشاره شده در قالب مطالعات تجربی و آزمایشگاهی و در برخی موارد در قالب مطالعات میدانی مورد استفاده قرار گرفته و تا بحال مقالات متعددی در رابطه با هر کدام از آنها در مجلات معتبر دنیا منتشر شده است. در بخش‌های بعدی مقاله حاضر شرحی کوتاه در رابطه با چند مورد مهم از شاخص‌های سایکوفیزیولوژیکی فوق الذکر ذکر می‌گردد.

اندازه‌گیری فعالیت الکتریکی سطح پوست (Electrodermal measurement):

فعالیت الکتریکی سطح پوست Electrodermal activity (EDA) اصطلاحی است عمومی که برای کلیه پدیده‌های الکتریکی که در سطح پوست اتفاق می‌افتد اطلاق می‌گردد. اصطلاحات معادل در این خصوص شامل واکنش الکتریکی سطح پوست Galvanic Skin Response (GSR)، پتانسیل سطح پوست Skin Potential، پتانسیل‌های سطحی خودکار محیطی یا Peripheral Autonomic Surface Potentials و اصطلاحات رایج دیگری را می‌توان نام برد. تاریخچه استفاده از شاخص فعالیت الکتریکی سطح پوست بعنوان یک روش سایکوفیزیولوژیکی به اواخر قرن نوزدهم بر می‌گردد [۱۱]. اندازه‌گیری و تفسیر این شاخص بسیار آسان و ساده می‌باشد.

فعالیت الکتریکی سطح پوست EDA از طریق فعالیت غده‌های عرق موجود در آن ایجاد می‌شود، منشأ اعصاب مرکزی این غده‌ها تنها در شاخه سمپاتیک سیستم اعصاب خودکار قرار دارد. بنابراین، EDA می‌تواند بعنوان شاخص سایکوفیزیولوژیکی مرتبط با حالت هوشیاری، فرآیندهای مربوط به استرس-استرین، و احساس و عاطفه که هیچکدام از آنها تحت تأثیر شاخه پاراسمپاتیک قرار نمی‌گیرند باشد. در مطالعات آزمایشگاهی، شاخص EDA برای مواردی از قبیل بررسی تطبیق و سازگاری پاسخ‌های فیزیولوژیک، سازگاری سیستم خودکار بدن، برای تعیین

روشهای ارزیابی بارکاری

در این فیلد اساساً سه گروه کلی سنجش و ارزیابی وجود دارد: (۱) ارزیابی‌های مربوط به عملکردهای کاری، (۲) بررسی‌های فردی یا شیوه خودگزارشی، و (۳) ارزیابی‌های فیزیولوژیکی. (جهت مطالعه بیشتر در این خصوص به موارد زیر مراجعه شود [۵-۷]):

(Eggemeier and Wilson, 1991; Wierwille and Eggemeier, 1993; Brookhuis, 1993)

گزارش‌های فردی جهت ارزیابی بارکاری افراد شاغل در کارهای مختلف عمدتاً دو نوع می‌باشد: الف) گزارش‌هایی که توسط مشاهده‌گر که بیشتر شامل افراد ماهر و متخصص می‌باشند تهیه و ارائه می‌گردد. مورد بعدی شیوه خودگزارشی است که توسط شخص اپراتور انجام می‌شود. مثال معروف و شناخته شده از مورد اخیر شاخص بارکاری ناسا تی ال ایکس (NASA-TLX) می‌باشد که توسط هارت و استولند در سال ۱۹۸۸ ارائه شده است [۸]. بحث در مورد گروه دوم از روش‌های ارزیابی به مجال دیگری سپرده می‌شود.

گروه سوم از روشهای ارزیابی بارکاری ذهنی استفاده از مقادیر فیزیولوژیکی می‌باشد. این روش بر این اصل ساده استوار است که بنا به تعریف انجام هر کاری اساساً نیازمند یک فعالیت فیزیولوژیکی می‌باشد. بارکاری در اشکال فیزیکی و یا ذهنی بوضوح اثراتی را بر متغیرهای فیزیولوژیکی مثل ضربان قلب و تغییرپذیری ضربان قلب [۹ و ۱۰]، پاسخ‌های فیزیولوژیک سطح پوست [۱۱]، فشار خون [۱۲]، و تنفس [۱۳ و ۱۴] دارد. بارکاری ذهنی سبب افزایش ضربان قلب (HR) و کاهش تغییرپذیری ضربان قلب (HRV) می‌شود [۹].

شاخص‌های فیزیولوژیکی رایج جهت ارزیابی بارکاری ذهنی شامل روشهای متنوعی است از قبیل: پارامترهای قلبی-عروقی ضربان قلب و تغییرپذیری ضربان قلب، پارامترهای الکتروکورتیکال مربوط به تغییرات فرکانس در الکتروکاردیوگرام یا همان به اصطلاح نوار مغزی، پاسخ الکتریکی سطح پوست Galvanic skin response) تغییرات مربوط به فشار خون، میزان تنفس،



• مطالعه الگوهای مربوط به میزان واحدهای حرکتی، شرح و تفسیر خستگی های عضلانی جزئی، و مطالعه تنش های ذهنی و روانی در بسیاری از موارد جهت کمک به تفسیر نتایج، ارزیابی های EMG در حالت اعمال نیروی عضلانی (بار خارجی)، پوسچرهای مختلف بدنی، و همچنین همراه با حرکت مفصل انجام می گیرد.

سیگنال های EMG هم از طریق فروکردن الکترودهای سوزنی در داخل عضله و هم از طریق الکترودهای سطحی که بر روی سطح پوست در روی عضله هدف قرار می گیرد دریافت و ضبط می گردد. مورد اولی بیشتر برای مقاصد پزشکی و توانبخشی مورد استفاده قرار می گیرد. EMG سطحی بخاطر ویژگی غیرتهاجمی بودن و امکان اندازه گیری آسان آن در حین حرکت، در ارگونومی و بهداشت حرفه ای بطور گسترده ای مورد استفاده قرار می گیرد. با اینحال، در EMG سطحی بدلیل سنجش غیرمستقیم از کاربرد و پردازش پیچیده تری برخوردار است. چرا که تنها عضلات موجود در زیر پوست قابل دسترسی بوده و عضلاتی که در زیر عضله سطحی قرار گرفته اند باعث اثر تداخلی در سیگنال های دریافتی از EMG سطحی می شوند (Cross-talk). بعلاوه، ضعیف بودن سیگنال ها و تغییرات وسیع آنها ارزیابی و معیاربندی آنها مشکل ساخته است [۱].

بطور معمول از روش EMG برای ارزیابی میزان خستگی عضلانی و سطح فعالیت عضله استفاده می شود. شاخص های رایجی که در این روش استفاده می شود عبارتند از شاخص میانگین شدت فرکانسی Median Power Frequency: MPF که نشان دهنده توزیع فرکانسی سیگنال های الکترومیوگرافی بوده و کاهش آن به معنی افزایش سطح خستگی عضلانی می باشد. شاخص بعدی Amplitude یا شدت سیگنال های الکترومیوگرافی است که بالا بودن آن نشانه فعالیت بیشتر عضله و کاهش آن بیانگر کم شدن سطح فعالیت و قدرت انقباضی عضلات می باشد.

در رابطه با کاربرد این روش در طراحی و ارزیابی های

ظرفیت پردازش اطلاعات حین انجام کار، و همچنین جهت اندازه گیری سطح هوشیاری و استرس، بویژه در موقعیت هایی که منجر به ایجاد حالات و احساسات منفی می شود مورد استفاده قرار می گیرد [۱۱]. شاخص EDA بعنوان یک روش رایج در ارگونومی و مهندسی فاکتورهای انسانی، در تعیین بارکاری، تنش های ذهنی و روانی، و اختصاصاً در برآورد تنش های احساسی و عاطفی (emotional strain) کاربرد دارد. برای مطالعه بیشتر در خصوص روشهای ضبط و ثبت داده ها، و نحوه پردازش و تجزیه و تحلیل داده های مربوط به شاخص EDA به کتاب Handbook of Human Factors and Ergonomics Methods مراجعه شود [۱].

الکترومیوگرافی (EMG) Electromyography:

الکترومیوگرافی عملکرد عضلات را بر اساس آنالیز سیگنال های الکتریکی که از انقباضات عضلانی حاصل می شود مورد مطالعه قرار می دهد. برای درک هر چه بهتر و تفسیر صحیح نتایج حاصل از ارزیابی های الکترومیوگرافی، مطالعه بیشتر در خصوص مکانیسم تولید، شدت و حدت سیگنال های تولید شده، و همچنین روش های ثبت و ضبط و آنالیز داده ها توصیه می شود. همواره یک همبستگی مابین شدت امواج الکترومیوگرافی و مقدار نیروی انقباضی عضلات وجود دارد. همراه با استفاده وسیع از اطلاعات الکترومیوگرافی، روشهای متنوع در پردازش داده ها و آنالیز الگوهای الکترومیوگرافی این امکان را می دهد تا اطلاعات دقیق و با ارزشی در باره نحوه انقباض و ایجاد نیروی عضلانی بدست آید.

در ارگونومی داده های الکترومیوگرافی (EMG) در طراحی محیط و ابزار کار همچنین در برنامه ریزی فرآیندکار مورد استفاده قرار می گیرد [۱]. کاربردهای مذکور براساس آزمون های زیر امکان پذیر می باشد:

- سنجش بارعضلانی (بار استاتیک و دینامیک)
- خستگی موضعی عضلانی بعلت بار تحمیلی بیش از حد
- مطالعه زمان بندی و هماهنگی انقباضات عضلانی



ارگونومیک موارد بسیارمتنوعی را می‌توان اشاره نمود. یکی از این موارد که تجربه پژوهشی نویسنده مقاله و همکاران در مرکز تحقیقات تویوتای ژاپن می‌باشد مربوط است به ارزیابی کارائی سیستم های ماساژ در چهار نوع طراحی جدید صندلی خودروی لکساس مدل (600 hL Lexus) می‌باشد. هرکدام از این چهار صندلی به سیستم های خاصی از ماساژ و رفع خستگی مجهز بودند. این سیستم ها شامل: ماساژ با کیسه هوا، ماساژ ارتعاشی، ماساژ ارتعاشی ناحیه لگن، و سیستم ساپورت ناحیه لگن بودند. در این مطالعه تغییرات مربوط به میانگین شدت فرکانسی MPF نشان داد که میزان خستگی ایجاد شده در ناحیه عضلات کمر طی استفاده از صندلی های مجهز به سیستم ماساژ کیسه هوا و سیستم ساپورت ناحیه لگن در مقایسه با صندلی کنترل (بدون هر گونه سیستم ماساژ) کمتر بوده و در واقع از لحاظ ارگونومیک مورد تأیید عملی قرار گرفتند.

ارزیابی کار ذهنی با استفاده از شاخص ضربان قلب و تغییرپذیری ضربان قلب (Heart Rate Variability)

ضربان قلب می‌تواند از داده های الکتروکاردیوگرام (ECG) که منعکس کننده فعالیت الکتریکی قلب می‌باشد مشتق شود. بمنظور ارزیابی فعالیت های ذهنی تنها ECG استفاده نمی‌شود بلکه از طول مدت زمان مابین ضربان ها نیز بدین منظور استفاده می‌شود. ضربان قلب (HR) عبارت است از تعداد ضربانات قلبی در مدت زمان معین (معمولاً یک دقیقه)، در حالیکه میانگین پریود قلبی یا فاصله بین ضربانات قلبی (Interbeat interval: IBI) عبارت است از میانگین طول مدت زمان ضربانات قلبی در یک مدت معین. ضربانات قلبی دارای تغییرات زمانی بوده و سری های زمانی با الگوهای مشخص و محتوای فرکانسی حاصل این ویژگی می‌باشد. این مشخصه تحت عنوان تغییرپذیری ضربان قلب (HRV) نامیده می‌شود. در حین انجام کار افراد مجبور به تلاش هر چه بیشتر ذهنی و فکری بوده و این مسئله بصورت افزایش HR و کاهش در HRV در

مقایسه با زمان استراحت نمایان می‌شود. مولدر [۱۳]، و هانکوک و مشکاتی [۱۵] سه گروه از باند فرکانسی مربوط به HRV را بصورت زیر تقسیم‌بندی کرده‌اند: ناحیه فرکانس پایین مابین ۰/۰۲ تا ۰/۰۶ هرتز؛ باند فرکانسی متوسط ۰/۰۷ تا ۰/۱۴ هرتز؛ و باند فرکانسی بالا با محدوده فرکانسی ۰/۱۵ تا ۰/۴ هرتز. الگوی عمومی پاسخ های قلبی عروقی که در بسیاری از مطالعات مربوط به تلاش های ذهنی یافت می‌شود عمدتاً بصورت افزایش در ضربان قلب و فشار خون و کاهش در HRV در تمامی باندهای فرکانسی دیده می‌شود. یکی از یافته های عملی مهم در این رابطه این است که فرکانس های با باند متوسط بیشترین حساسیت را نسبت به تغییرات در سطح تلاش های فکری و ذهنی از خود نشان می‌دهند [۱۶]. مطالعات شبیه‌سازی در این خصوص نشان داده است که این امر می‌تواند به رخداد همزمان دو اثر فیزیولوژیک یعنی کاهش فعالیت واگال vagal activation و افزایش در فعالیت اعصاب سمپاتییک مرتبط باشد [۱۷].

نویسنده مقاله حاضر و همکاران "تأثیر فاکتورهای فشار زمانی و سختی کار" و همچنین "تأثیر نحوه تمرکز و خطاهای فردی" را، بعنوان منابع استرس‌زای شغلی و زمینه‌ای، بر وضعیت‌های سایکو-فیزیولوژیکی افراد در قالب دو مورد مطالعه آزمایشگاهی با استفاده از شاخص‌های HR و HRV و همچنین با استفاده از روشهای ارزیابی فردی مورد بررسی و تحقیق قرار داده اند. برای اطلاع بیشتر در مورد نتایج حاصل از این مطالعات به منابع ذکر شده در این مقاله مراجعه شود [۱۸ و ۱۹]. همچنین برای کسب اطلاعات بیشتر در باره HRV نحوه جمع آوری و پردازش داده‌های آن به کتاب Engineering Psychophysiology مراجعه گردد [۲۰].

الکتروانسفالوگرافی (EEG) Electroencephalography:

امواج EEG در واقع مجموع فعالیت های الکتریکی مغز را نشان می‌دهد که از طریق سطح استخوان جمجمه و با استفاده از الکترودهای سطحی و یا الکترودهای



همچنین همپای دیگر کشورها در این بخش از تولیدات علمی نیز سهمیم باشیم.

منابع

1. Stanton N. et. al., (2005), Handbook of Human Factors and Ergonomics Methods, CRC press, USA, p: 154-250.
2. Smiley, A. and Brookhuis, K.A. (1987), Alcohol, drugs and traffic safety, in Road Users and Traffic Safety, Rothengatter, J.A. and de Bruin, R.A., Eds., Van Gorcum, Assen, the Netherlands, pp. 83-105.
3. De Waard, D. and Brookhuis, K.A. (1997), On the measurement of driver mental workload, in Traffic and Transport Psychology, Rothengatter, J.A. and Carbonell Vaya, E., Eds., Pergamon, Amsterdam, pp. 161-171.
4. Brookhuis, K.A., de Waard, D., and Fairclough, S.H. (2002), Criteria for driver impairment, Ergonomics, 45, 433-445.
5. Eggemeier, F.T. and Wilson, G.F. (1991), Performance-based and subjective assessment of workload in multitask environments, in Multiple-Task Performance, Damos, D.L., Ed., Taylor & Francis, London, pp. 207-216.
6. Wierwille, W.W. and Eggemeier, F.T. (1993), Recommendation for mental workload measurement in a test and evaluation environment, Hum. Factors, 35, 263-281.
7. Brookhuis, K.A. (1993), The use of physiological measures to validate driver monitoring, in Driving Future Vehicles, Parkes, A.M. and Franzén, S., Eds., Taylor & Francis, London, pp. 365-377.
8. Hart, S.G. and Staveland, L.E. (1988), Development of NASA-TLX (task load index): results of experimental and theoretical research, in Human Mental Workload, Hancock, P.A. and Meshkati, N., Eds., North-Holland, Amsterdam.
9. Mulder, G. (1980), The Heart of Mental Effort, Ph.D. thesis, University of Groningen, Groningen, the Netherlands.
10. Brookhuis, K.A., De Vries, G., and De Waard, D. (1991), The effects of mobile telephoning on driving performance, Accident Anal. Prev., 23, 309-316.
11. Boucsein, W. (1992), Electrodermal Activity, Plenum Press, New York.

سوزنی (در حیوانات) ثبت و ضبط می شود. بطور طبیعی، مغز در حالت هوشیاری زمانیکه قسمت های متفاوتی از مغز بطور مجزا فعال هستند فرکانس بالایی را در محدوده ۱۶ تا ۵۰ هرتز بصورت الگوهای نامنظم نشان می دهد. زمانیکه حالت هوشیاری مغز کاهش می یابد فرکانس امواج EEG نیز کاهش یافته و شدت آن تا هنگامیکه تعداد بیشتری از نرون ها بصورت متحد و بطور همزمان در ناحیه تالاموس فعال شوند افزایش می یابد. این نکته در واقع همان دلیل و مکانیسمی است که در رابطه با کاربرد امواج EEG بعنوان شاخص خواب آلودگی مورد استفاده قرار می گیرد.

غالباً افراد در حالت استراحت کامل و با چشم بسته و در وضعیت پاسخ به محرک های محیطی فعالیت امواج از نوع آلفا با محدوده فرکانسی ۸ تا ۱۲ هرتز را از خود نشان می دهند. با تمایل افراد به عدم پاسخ به محرک های محیطی فرکانس امواج EEG به سمت محدوده امواج تتا (۴ تا ۸ هرتز) و بعداً تا محدوده امواج دلتا (صفر تا ۲ هرتز) یعنی حالت خواب کاهش پیدا می کند.

نتیجه گیری

آنچه گفته شد مروری بود گذرا بر چند مورد از شاخص های فیزیولوژیکی رایج در ارگونومی که در حال حاضر با اهداف گوناگون کاربردی غالباً در کشورهای پیشرفته صنعتی مورد استفاده وسیعی قرار می گیرد. دقت و صحت بالای نتایج حاصل از این روشها، همچنین عینی و ملموس بودن شاخص های مذکور در مقایسه با روشهای فردی و پرسشنامه ای از یک طرف، و پیشرفت های روزافزونی که در عرصه کار و تولید از قبیل تولید خودرو، ابزار دستی، فناوری های نوین اطلاعاتی و افزایش کارهای فکری و ذهنی در کشور عزیزمان ایران اتفاق می افتد از طرفی دیگر، ایجاب می کند تا با شناخت علمی و انتخاب صحیح چنین روشهای دقیق آزمایشگاهی گامی در جهت تأمین شاخص های مورد نیاز برای ارزیابی های ارگونومیک که هم در ارگونومی تولید و محصول و هم در ارگونومی شغلی کاربرد دارند برداشته،



12. Rau, R. (2001), Objective characteristics of jobs affect blood pressure at work, after work and at night, in *Progress in Ambulatory Assessment*, Fahrenberg, J. and Myrtek, M., Eds., Hogrefe and Huber, Seattle, WA, pp. 361–386.

13. Mulder, L.J.M. (1992), Measurement and analysis methods of heart rate and respiration for use in applied environments, *Biol. Psychol.*, 34, 205–236.

14. Wientjes, C.J.E., Grossman, P., and Gaillard, A.W.K. (1998), Influence of drive and timing mechanisms on breathing pattern and ventilation during mental task performance, *Biol. Psychol.*, 49, 53–70.

15. Hancock, P.A. and Meshkati, N., *Human Mental Workload*, Eds., North-Holland, Amsterdam, pp. 139–183.

16. Mulder, L.J.M. and Mulder, G. (1987), Cardiovascular reactivity and mental workload, in *The Beat-by-Beat Investigation of Cardiovascular Function*, Rompelman, O. and Kitney, R.I., Eds., Oxford University Press, Oxford, pp. 216–253.

17. Van Roon, A.M. (1998), *Short-term Cardiovascular Effects of Mental Tasks: Physiology, Experiments and Computer Simulations*, Ph.D. thesis, University of Groningen, Groningen, the Netherlands.

18. Mazloun A, Kumashiro M, Izumi H, and Higuchi Y. (2008) Quantitative overload: a source of stress in data-entry VDT work induced by time pressure and work difficulty, *Industrial Health*. 46, 269-280.

19. Mazloun A, Kumashiro M, Higuchi Y, Izumi H, (2006) Investigation of subjective and objective patterns of the workload changes in an experimental study. *J Ergonomics in Occupational Safety and Health*, 8, 84-88.

20. Mulder, G., Mulder, L.J.M., Meijman, T.F., Veldman, J.B.P., and Van Roon, A.M. (2000), A psychophysiological approach to working conditions, in *Engineering Psychophysiology: Issues and Applications*, Backs, R.W. and Boucsein, W., Eds., Lawrence Erlbaum Associates, Mahwah, NJ, pp. 139–159.

21. Aeschbach, D.R., Postolache, T.T., Jackson, M.A., Giesen, H.A., and Wehr, T.A. (1997), Dynamics of the human EEG during prolonged wakefulness: evidence for frequency-specific circadian and homeostatic influences, *Neurosci. Lett.*, 239, 121–124.