سرمقاله

روشهای نوین ارزیابیهای ارگونومیک در صنعت و تولید

عادل مظلومی[۱]، جبرائیل نسل سراجی[۲]

مقدمه

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 محیطهای کاری بطور فزاینده‌ای مورد استفاده قرار می‌گیرد [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 محیطهای کاری از وسعت بسیار زیادی برخوردار بوده و هزینه های زیادی را بر سیستم‌های تولیدی و جامعه تحمیل می‌کند. 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].

همان‌طوری‌که اسمیلی و بروکویس اشاره داشتند، در عین‌حالی‌که هر دو حالت بارکاری ذهنی بالا و پائین بی‌شک بعنوان شرایط اولیه در ایجاد خطاهای انسانی دخیل می‌باشند، 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 می‌شود (که از طریق پارامترهای مربوط به چشم قابل اندازه‌گیری است). در مقابل بارکاری بالا باعث ایجاد حواس پرتی، منحرف شدن توجه و دقت به نقطه‌ای دیگر، و نبود زمان کافی جهت پردازش مناسب اطلاعات می‌گردد [۳ و۴]. 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 معیارهائی 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، پاسخ‌های الکتریکی سطح پوست GSR (Galvanic skin response)، ویا ازطریق ارزیابی میزان خستگی که توسط EEG صورت می گیرد قابل ارزیابی هستند.

۱- **(نویسنده مسئول)** استادیارگروه بهداشت حرفه ای دانشکده بهداشت، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران. (amazlomi@tums.ac.ir)
۲-استادگروه بهداشت حرفه ای دانشکده بهداشت، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران. (jnsaraji@tums.ac.ir)

[Downloaded from ioh.iums.ac.ir on 2026-11-20]

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 می باشند تهیه و ارائه می‌گردد. مورد بعدی شیوه خودگزارشی است که توسط شخص اپراتور انجام می شود. 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 مجالی دیگر سپرده می شود.

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 [۹و۱۰]، پاسخ های فیزیولوژیک سطح پوست [۱۱]، فشار خون [۱۲]، و تنفس [۱۳و ۱۴] دارد. بارکاری ذهنی سبب افزایش ضربان قلب (HR) و کاهش تغییرپذیری ضربان قلب (HRV) می شود [۹].

شاخص های 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، 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، پتانسیل های سطحی خودکار محیطی یا Peripheral Autonomic Surface Potentials و اصطلاحات رایج دیگری را می‌توان نام برد. تاریخچه استفاده ازشاخص فعالیت الکتریکی سطح پوست بعنوان یک روش سایکوفیزیولوژیکی به اواخر قرن نوزدهم بر می‌گردد [۱۱]. اندازه گیری و تفسیر این شاخص بسیار آسان و ساده می باشد.

فعالیت الکتریکی سطح پوست EDA از طریق فعالیت غده‌های عرق موجود در آن ایجاد می شود، منشأ اعصاب مرکزی این غده ها 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

[Downloaded from ioh.iums.ac.ir on 2026-11-20]

ظرفیت پردازش اطلاعات حین انجام کار، و همچنین جهت اندازه‌گیری سطح هوشیاری و استرس، بویژه در موقعیت‌هایی که منجر به ایجاد حالات و احساسات منفی می‌شود مورد استفاده قرار می‌گیرد [۱۱]. شاخص EDA بعنوان یک روش رایج در ارگونومی و مهندسی فاکتورهای انسانی، در تعیین بارکاری، تنش های ذهنی و روانی، و اخصاصاً 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 Electromyography (EMG):

الکترومیوگرافی عملکرد عضلات را بر اساس آنالیز سیگنال های الکتریکی که از انقباضات عضلانی حاصل می‌شود مورد مطالعه قرار می دهد. برای درک هر چه بهتر و تفسیر صحیح نتایج حاصل از ارزیابی‌های 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 داده‌های الکترومیوگرافی (EMG) در طراحی محیط و ابزار کار همچنین در برنامه‌ریزی فرآیندکار مورد استفاده قرار می‌گیرد [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
- 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، ارزیابی‌های EMG در حالت اعمال نیروی عضلانی (بار خارجی)، پوسچرهای مختلف بدنی، و همچنین همراه با حرکت مفاصل انجام می‌گیرد.

سیگنال‌های 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 می‌گیرد دریافت و ضبط می گردد. مورد اولی بیشتر برای مقاصد پزشکی و توانبخشی مورد استفاده قرار می‌گیرد. EMG سطحی بخاطر ویژگی غیرتهاجمی بودن و امکان اندازه گیری آسان آن در حین حرکت، در ارگونومی و بهداشت حرفه ای بطور گسترده‌ای مورد استفاده قرار می‌گیرد. با اینحال، در EMG سطحی بدلیل سنجش غیرمستقیم ازکاربرد و پردازش پیچیده‌تری 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 سیگنال‌های دریافتی از EMG سطحی می‌شوند (Cross-talk). بعلاوه، ضعیف بودن سیگنال‌ها و تغییرات وسیع آنها ارزیابی و معیاربندی آنرا مشکل ساخته است [۱].

بطور معمول از روش EMG برای ارزیابی میزان خستگی عضلانی و سطح فعالیت عضله استفاده می‌شود. شاخص های رایجی که در این روش استفاده می‌شود عبارتند از شاخص میانگین شدت فرکانسی Median Power Frequency: MPF که نشان دهنده توزیع فرکانسی سیگنال های الکترومیوگافی بوده و کاهش آن به معنی افزایش سطح خستگی عضلانی می‌باشد. شاخص بعدی Amplitude یا شدت سیگنال‌های 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 ارزیابی‌های

[Downloaded from ioh.iums.ac.ir on 2026-11-20]

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 کارآئی 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 ارگوموميک مورد تأییدعملی 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 ضربان‌ها نیز بدین منظور استفاده می شود. 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 ازمیانگین 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 درHRV در مقایسه با زمان استراحت نمایان می شود.

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 ۰/۰۶هرتز؛ 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 می شود عمدتاً بصورت افزایش در ضربان قلب و فشار خون و کاهش در HRV در تمامی باندهای فرکانسی دیده می شود. یکی از یافته های عملی مهم در این رابطه این است که فرکانس های با باند متوسط بیشترین حساسیت را نسبت به تغییرات درسطح تلاش‌های 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 سمپاتیک 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 وHRV 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 [۱۸و ۱۹]. همچنین برای کسب اطلاعات بیشتر در باره HRV نحوه جمع آوری و پردازش داده‌های آن به کتاب Engineering Psychophysiology مراجعه گردد [۲۰].

الکتروانسفالوگرافی (Electroencephalography (EEG:

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

[Downloaded from ioh.iums.ac.ir on 2026-11-20]

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 تشان می‌دهد. زمانیکه حالت هوشیاری مغز کاهش می یابد فرکانس امواج EEG نیز کاهش یافته و شدت آن تا هنگامیکه تعداد بیشتری از نرون‌ها بصورت متحد و بطور همزمان در ناحیه تالاموس فعال شوند افزایش می‌یابد. این نکته در واقع همان دلیل و مکانیسمی است که در رابطه با کاربرد امواج EEG بعنوان شاخص خواب آلودگی مورد استفاده قرار می‌گیرد.

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 می‌دهند. با تمایل افراد به عدم پاسخ به محرک‌های 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 می‌کند.

نتیجه گیری

آنچه گفته شد مروری بود گذرا بر چند مورد از شاخص‌های فیزیولوژیکی رایج در ارگونومی که در حال حاضر با اهداف گوناگون کاربردی غالباً در کشورهای پیشرفته صنعتی مورد استفاده وسیعی قرار می‌گیرد. دقت و صحت بالای نتایج حاصل از این روشها، همچنین عینی و ملموس بودن شاخص‌های مذکور در مقایسه با روشهای فردی و پرسشنامه‌ای از یک طرف، و پیشرفت‌های روزافزونی که در عرصه کار و تولید از قبیل تولید خودرو، ابزار دستی، فنآوری‌های نوین اطلاعاتی و افزایش کارهای فکری و ذهنی در کشور عزیزمان ایران اتفاق می‌افتد از طرفی دیگر، ایجاب می‌کند تا با شناخت علمی و انتخاب صحیح چنین روشهای دقیق آزمایشگاهی گامی در جهت تأمین شاخص‌های مورد نیاز برای ارزیابی‌های ارگونومیک که هم در ارگونومی تولید و محصول و هم در ارگونومی شغلی کاربرد دارند برداشته، همچنین همپای دیگر کشورها در این بخش از تولیدات علمی نیز سهیم 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.

[Downloaded from ioh.iums.ac.ir on 2026-11-20]

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. Mazloum 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. Mazloum 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.

[Downloaded from ioh.iums.ac.ir on 2026-11-20]