

Универзитет у Крагујевцу

Факултет инжењерских наука



РАЗВОЈ И ИМПЛЕМЕНТАЦИЈА МУЛТИМОДАЛНОГ СИСТЕМА ЗА ПРАЋЕЊЕ ПАЖЊЕ РАДНИКА У РЕАЛНОМ РАДНОМ ОКРУЖЕЊУ

- Докторска дисертација -

Кандидат:

Павле Мијовић, дипл. инж. маш.

Ментор:

Др Иван Мачужић, Доцент

Крагујевац, 2016.

ИДЕНТИФИКАЦИОНА СТРАНИЦА ДОКТОРСКЕ ДИСЕРТАЦИЈЕ

I. Аутор

Име и презиме: Павле Мијовић

Датум и место рођења: 03.10.1986., Београд

Садашње запослење: Незапослен

II. Докторска дисертација

Наслов: РАЗВОЈ И ИМПЛЕМЕНТАЦИЈА МУЛТИМОДАЛНОГ СИСТЕМА ЗА ПРАЋЕЊЕ ПАЖЊЕ РАДНИКА У РЕАЛНОМ РАДНОМ ОКРУЖЕЊУ

Број страница: 166

Број слика: 38

Број библиографских података: 256

Установа и место где је рад израђен: Факултет инжењерских наука, Универзитет у Крагујевцу, Крагујевац, Србија

Научна област (УДК): 331.101.1:159.95(043.3)

Ментор: Доцент Иван Мачужић

III. Оцена и одбрана

Датум пријаве теме: 18.06.2015.

Број одлуке и датум прихватања докторске дисертације: 01-1/3260-21 од 17.09.2015.

Комисија за оцену подобности теме и кандидата:

1. Др Иван Мачужић, доцент, Факултет инжењерских наука у Крагујевцу, научне области: Производно машинство, Индустијски инжењеринг
2. Др Вања Ковић, доцент, Филозовски факултет (Одељење за психологију), Универзитет у Београду, научна област: Општа психологија
3. Др Бранислав Јеремић, редовни професор, Факултет инжењерских наука у Крагујевцу, научне области: Производно машинство, Индустијски инжењеринг
4. Др Милош Миловановић, доцент, Факултет организационих наука, Универзитет у Београду, научна област: Информационе технологије
5. Др Петар Тодоровић, ванредни професор, Факултет инжењерских наука у Крагујевцу, научне области: Производно машинство, Индустијски инжењеринг

Комисија за оцену докторске дисертације:

1. Др Ненад Филиповић, Факултет инжењерских наука у Крагујевцу, научне области: Примењена механика, примењена информатика и рачунарско инжењерство
2. Др Петар Тодоровић, ванредни професор, Факултет инжењерских наука у Крагујевцу, научне области: Производно машинство, Индустијски инжењеринг
3. Др Вања Ковић, доцент, Филозовски факултет (Одељење за психологију), Универзитет у Београду, научна област: Општа психологија
4. Др Милош Миловановић, доцент, Факултет организационих наука, Универзитет у Београду, научна област: Информационе технологије
5. PhD Maarten De Vos, Associate Professor, Department of Engineering, Institute of Biomedical Engineering, University of Oxford
Area of expertise: Biomedical Engineering
6. PhD Micaela Demichela, professor, First school of Engineering, Politecnico di Torino, areas of expertise: Decision analysis in risk assessment, Environmental Safety Technique, Hygiene and safety at work

Комисија за одбрану докторске дисертације:

1. Др Ненад Филиповић, Факултет инжењерских наука у Крагујевцу, научне области: Примењена механика, примењена информатика и рачунарско инжењерство
2. Др Петар Тодоровић, ванредни професор, Факултет инжењерских наука у Крагујевцу, научне области: Производно машинство, Индустијски инжењеринг
3. Др Вања Ковић, доцент, Филозовски факултет (Одељење за психологију), Универзитет у Београду, научна област: Општа психологија
4. Др Милош Миловановић, доцент, Факултет организационих наука, Универзитет у Београду, научна област: Информационе технологије
5. PhD Maarten De Vos, Associate Professor, Department of Engineering, Institute of Biomedical Engineering, University of Oxford
Area of expertise: Biomedical Engineering
6. PhD Micaela Demichela, professor, First school of Engineering, Politecnico di Torino, areas of expertise: Decision analysis in risk assessment, Environmental Safety Technique, Hygiene and safety at work

Датум одбране дисертације:

“The scientific man does not aim at an immediate result. He does not expect that his advanced ideas will be readily taken up. His work is like that of the planter - for the future. His duty is to lay the foundation for those who are to come, and point the way.”

Никола Тесла

ПРЕДГОВОР

Првенствено желим да се захвалим мојој вереници Јелени Цветић за пуну подршку током докторских студија. Јелена је још једном несебично подржала моје одсуство током студирања, што је резултирало израдом докторске дисертације, за шта сам јој неизмерно захваљан.

Желео бих да изразим своју захвалност Европској Комисији и фондацији *Marie Curie* за финансијску подршку током израде докторске дисертације, која је реализована кроз пројекат “*Innovation Through Human Factors in Risk analysis and management*”, *InnHF- FP7-PEOPLE-2011-ITN-289837*.

Посебно сам захваљан мом ментору професору Ивану Мачужићу за предано менторство кроз све фазе докторских студија. Такође, професор Мачужић се снажно залагао за покретање научних истраживања из нове научне дисциплине на катедри за производно инжењерство. Такво залагање и његова подршка су биле од неизмерног значаја, а нарочито у раним данима докторских студија, када су многи сумњали у могућност спровођења неуроергономских истраживања на катедри за производно инжењерство. Професор Мачужићу ми је пружио помоћ и током поставке експеримената, као и у поступку набавке опреме која се користила у експерименталним истраживањима и приликом адаптације лабораторије за неуроергономска истраживања, што је на послетку резултирало објављивањем научних радова, на чему сам му изузетно захваљан. Поред професора Мачужића, професор Бранислав Јеремић је заслужан за покретање истраживања у научној дисциплини неуроергономије. Професор Јеремић је такође био менаџер *InnHF* пројекта на Универзитету у Крагујевцу и самим тим је помогао адаптирање лабораторије за неуроергономска истраживања. Поред тога, професор Јеремић је, кроз пружање критичког погледа у процесу израде експеримената али и приликом писања научних радова у великој мери помогао њихову израду. Изузетно сам захваљан и професору Петру Тодоровићу на помоћи коју ми је пружио при обради сигнала који су добијени током експерименталних истраживања, као и током поставке експеримента, а нарочито за израду *GSR* уређаја и *HR monitor*-а (који су развијени у оквиру *InnHF* пројекта, уз помоћ Саше Славнића).

Неизмерну захвалност дугујем мом “незваничном ментору”, професорки Вањи Ковић (Филозофски факултет, катедра за психологију, Универзитет у Београду)

за њену изузетну подршку током истраживања. Желео бих да истакнем да без њеног знања из области експерименталне психологије израда ове дисертације не би била могућа. Такође, професорка Ковић је учествовала у свим фазама израде ове дисертације, укључујући поставку експеримента, као и у анализи и интерпретацији добијених резултата. Поред тога, професорка Ковић је несебично посветила своје време током свих фаза припреме научних радова, укључујући писање, као и одговоре рецензентима, за шта сам неизмерно захвалан.

Ивану Глигоријевићу бих желео да се захвалим што се прикључио тиму у пројекту као искусни истраживач (*Experienced Researcher*). Иван је био спреман да несебично подели своје знање из области обраде биомедицинских сигнала што је представљало један од кључних доприноса изради ове дисертације.. Такође, Иван ми је помагао кроз све фазе истраживања, укључујући поставку експеримента, увођење у област обраде сигнала, анализу и интерпретацију података. Поред тога, Иван је одвојио своје време да буде самном у лабораторији током већег дела експерименталних истраживања. На крају, уз Иванову помоћ сам стекао искуство у писању истраживачких чланака, с обзиром да је он активно учествовао у писању мог првог рада за научни часопис али и осталих чланака који су објављени током *InnHF* пројекта.

Такође, желео бих да одам признање и професору Maarten De Vos-у (са катедре за биомедицински инжењеринг, Универзитет у Оксфорду), који је кроз критичке коментаре на рад који је обављен у нашој лабораторији допринео унапређењу квалитета самог рада. Неизмерно сам захвалан и професорима Милошу Миловановићу и Мирославу Миновићу (Лабораторија за мултимедијалне комуникације, Факултет организационих наука, Универзитет у Београду) за њихову сарадњу током *InnHF* пројекта, као и током припреме конференцијског рада на тему мултимодалне имплицитне интеракције између човека и рачунара. Такође професори Миловановић и Миновић су учествовали у развоју апликације која се користила за снимање покрета тела (помоћу *Kinect-a*), као и софтвера за снимање покрета шака (снимљених помоћу *Leap Motion-a*).

Још један велики допринос самој изради дисертације је пружио мој брат Богдан Мијовић, који ме је на почетку докторских студија увео у област обраде ЕЕГ сигнала. Такође, Богдан ми је помагао током обраде резултата добијених из експерименталних истраживања, као и приликом давања одговора рецензентима, иако није био међу потписаним ауторима објављених радова.

Славици Дамјановић сам веома захвалан на помоћи коју ми је пружила са администрацијом током целог периода студирања и трајања *InnHF* пројекта. Славица је била веома посвећена решавању разних ситуација које су се наметале током трајања пројекта, као и у комуникацији са универзитетом, што је резултирало решавању свих проблема који су настајали. Такође, желео бих да се захвалим колегама из центра за теротехнологију: Милану Раденковићу, Марку Ђапану, Марку Милошевићу, Evanthia-ји Giagloglou, Christos-у Tsiafis-у и Alberto Petruni-ју; за њихову подршку у тешким тренуцима, као и доброј атмосфери која је владала током докторских студија. За то сам посебно захвалан Милану Раденковићу, јер смо доста слободног времена провели у *brainstorming*-у, који је на крају резултирао успешном спровођењу разних идеја до којих смо долазили на тај начин.

Посебну захвалност дугујем деди Гојку, који је изненада преминуо током израде ове дисертације. Наиме, Гојко је био изванредан инжењер и проналазач, а посебно ми је помогао пред сам почетак експерименталних истраживања, тако што је креирао један део импровизоване машине која се користила у експериментима који су спроведени у току израде дисертације. На жалост, деда Гојко није дочекао да види крајњи резултат истраживања, а верујем да би био поносан на то како је његова помоћ допринела изради мог доктората.

Желео бих да поздравим и све колеге које су учествовале у *InnHF* пројекту, и са којима сам квалитетно проводио време током летњих школа, конференција и активности које су биле везане за сам пројекат. Посебно се захваљујем Центру за иновативне људске системе (*Centre for Innovative Human Systems*) са Тринити колеџа у Даблину за то што су прихватили да први део праксе, која је била везана за пројекат, спроведем у њиховој институцији. Такође, посебно бих се захвалио научници Noa Balfe, која је ревидирала све радове на којима сам радио и дала коментаре који су водили побољшању квалитета објављених радова. Поред тога, захвалан сам и колегама из компаније ARIA где сам провео други део праксе. Посебно се захваљујем професорки Micaela Demichela, Gianfranco Camuncoli и Eleonora Pilone, за њихову подршку током тог периода, као и за помоћ у решавању административних проблема који су се јављали током пројекта. Такође, желим да се захвалим компанији Тетрапак из Горњег Милановца, у којој сам провео трећи део праксе. Посебно сам захвалан менаџменту Тетрапака, који је препознао потенцијал истраживања, која су спроведена на Универзитету у Крагујевцу и који су нам омогућили да мерења спроведемо на радницима у

индустријском окружењу. За то сам неизмерно захвалан Драгољубу Гајићу и Александру Брковићу.

Изразио бих своју захвалност и мастер студентима Николи Бандуки и Стефану Ђурићу, за њихово залагање током експерименталних истраживања и посебно за то што су организовали студенте Факултета инжењерских наука (Универзитета у Крагујевцу) да добровољно учествују у спроведеним истраживањима. Такође бих желео да се захвалим студенткињи Мини Јевтовић (са смера за психологију, Филозофски факултет, Универзитет у Београду), за рецензију финалне верзије превода ове дисертације.

Желео бих да се захвалим *mBrainTrain* тиму (Драгошу Петровићу, Марку Станковићу, Богдану Миовићу, Ивану Глигоријевићу и Милени Окошановић) за њихову хардверску и софтверску подршку током целог периода докторских студија.

Неизмерну захвалност дугујем својим родтељима Нади и Драгутину, као и сестри Ксенији за њихову бригу и подршку током мог студирања. Такође, желим да се захвалим баби Љубици (која се бринула сваке недеље током мојих путовања), као и остатку породице на подршци коју су ми пружали добијао током докторских студија.

У Крагујевцу, 2016. године

Аутор

Acknowledgments

Firstly, I would like to thank my fiancé Jelena Cvetic for strong support during my PhD studies. Once again, Jelena supported my leave during the PhD studies, and she was supportive throughout the PhD studies (which I believe is not an easy quest) and I am very grateful for this.

I would like to acknowledge European Commission and the Marie Curie foundation for financially supporting the work on the dissertation, through the project “Innovation Through Human Factors in Risk analysis and management”, InnHF-FP7-PEOPLE-2011-ITN-289837.

I would like to thank my mentor Ivan Mačužić for his thoughtful guidance during the PhD studies, but also for providing me a strong support for starting the work on a new topic in his Department. This was very important to me, especially in early days of the PhD studies, where not many people around us believed that neuroergonomics studies could be successfully conducted at our department. I would like to thank him for the support during the experiment set-up phase and for providing me with the equipment needed for experimental work that was conducted, which eventually led to published work. In the same manner, the strong support was provided from Professor Branislav Jeremić, who was the project manager for the University of Kragujevac. Professor Jeremić recognized the potential of Neuroergonomics and gave his full support for building up new laboratory. Additionally, in the tough times, professor Jeremić provided me with his guidance during the work on the dissertation. Also, I would like to thank Professor Petar Todorović, for his guidance during the signal processing steps and the experimental set-up phase, especially for the development of the GSR device and HR monitor (that were developed within the InnHF project and with help of Saša Slavnić).

I would further like to acknowledge my ‘unofficial mentor’, Professor Vanja Ković (Department for Psychology, University of Belgrade). Without her knowledge in the domain of experimental psychology, none of the work presented in the thesis could not be possible. I am very thankful for the time Vanja dedicated for helping me during the data analysis and the interpretation of obtained results. Additionally, Vanja was engaged in all the stages of articles preparation and revision and I am very thankful for this.

I would like to thank Ivan Gligorijević for joining our team, as an experienced researcher, and for sharing his knowledge in the field of biomedical signal processing. Apart from that, Ivan provided me with the guidance through the experimental setup phase and signal processing stage, as well as he dedicated his time to be with me during the experimental sessions. Moreover, thanks to Ivan I manage to complete writing of my first (as well as all the others) scientific article, and he provided me with the revisions of all of the written work.

I would further like to acknowledge Professor Maarten De Vos (Department of Biomedical Engineering, University of Oxford), for providing me with the critical comments during the preparation of scientific papers. Also, I would like to thank professors Milos Milovanovic and Miroslav Minovic (Laboratory for Multimedia Communications, Faculty of Organizational Sciences, University of Belgrade) for their cooperation and for development of the applications we used for recording the body movements (using Kinect) and hand gestures (using Leap Motion).

Another important contribution for my work was provided from my Brother Bogdan Mijović. Bogdan provided me with the knowledge on EEG signal processing in the early days of my PhD, as well as through processing the signals that I obtained in the experimental studies. Moreover, although he was not among the authors in published work, he helped in answering the reviewers' questions, which eventually led to publishing the experimental studies in scientific journals.

I would further like to thank Slavica Damjanović for her help with all the administrative issues that I had during the InnHF project. She was very dedicated to dealing with administration and communication with the University, and she successfully managed to solve all the problems that were arising during the project. Additionally, I would like to thank my colleagues from the department, namely: Milan Radenković, Marko Đapan, Marko Milošević, Evanthia Giagloglou, Christos Tsiafis and Alberto Petruni; who also from time to time had to deal with the administrative issues that were arising during the project. Also, my colleagues provided me with support during the experimental setup phase, as well as in tough times when anything seemed to work out. For this, I am very thankful to Milan Radenković, as we had a lot of brainstorming sessions (which eventually went to the right direction) in our free time.

I would like to acknowledge my grandfather Gojko Vukanović, who created an essential part of the improvised machine, used for the experimental studies. Gojko

was an inventor and he liked challenges like the one I posed to him, and he immediately solved the problem and made the machine running. Unfortunately, he unexpectedly passed away during my PhD studies and he was not able to see the result of the work. However, I believe that he would be proud of what was achieved with his invention.

I would like to greet my colleagues from the InnHF project, with whom I had a great time during the workshops, conferences and project-related activities. Special thanks to colleagues from the Centre for Innovative Human Systems (Trinity college Dublin), for accepting me during the secondment period. Special thanks to research fellow Nora Balfe, for proofreading my articles and for providing me with the critical comments during the preparation of the scientific articles. Additionally, I would like to thank the colleagues from company ARIA where I spent the second part of the secondment period with special thanks to Professor Micaela Demichela, Gianfranco Camuncoli and Eleonora Pilone, for their help with the administrative issues and for their support during the secondment in ARIA. Finally, I would like to acknowledge the Tetrapak Company, for accepting me during my third secondment period and for their acknowledgment of my PhD work, as we finally performed experiments in their facilities. For this, I am very thankful to experienced researcher Dragoljub Gajić and Aleksandar Brković.

I would additionally like to thank to Master students Nikola Banduka and Stefan Đurić (Faculty of Engineering, University of Kragujevac) for managing the participants took a part in experimental studies. Further, I would like to acknowledge student Mina Jevtović (Department of Psychology, Faculty of Philosophy, University of Belgrade) who proofread the translation of my thesis in Serbian language.

I would like to thank the mBrainTrain team (Dragoš Petrović, Marko Stanković, Bogdan Mijović, Ivan Gligorijević and Milena Okošanović) for providing me with the hardware and software support during the experiment setup phase.

I would like to thank my parents Nada and Dragutin, and my sister Ksenija for their care and support during the PhD studies. Without their encouragement during the tough times, this dissertation would hardly been finalized. Finally, I would like to thank my Grandmother Ljubica, and the rest of the family for their care and support during the PhD Studies.

Kragujevac, 2016.

Author

РЕЗИМЕ

РАЗВОЈ И ИМПЛЕМЕНТАЦИЈА МУЛТИМОДАЛНОГ СИСТЕМА ЗА ПРАЋЕЊЕ ПАЖЊЕ РАДНИКА У РЕАЛНОМ РАДНОМ ОКРУЖЕЊУ

Како технологија стално напредује, индустријске несреће које се везују за неисправност техничких система су скоро скроз умањене. Из тог разлога, људска грешка се сматра узрочником око 80% несрећа у индустрији. Један од главних узрочника људске грешке је лимитирана ментална издржљивост људских оператера, која узрокује пад у пажњи радника и последично води до грешака у раду. Класичне ергономске методе које се користе за процену когнитивног стања човека су углавном квалитативне и субјективне, и према томе су прилично непоуздане. Из тог разлога, психофизиолошки сензори су почели да се примењују у ергономским истраживањима, са циљем да обезбеде објективне и квантитативне мере радничког когнитивног стања. Пратећи тај тренд, неуроергономија се појавила као научна под-дисциплина ергономије. Предност коришћења неуроергономских метода, је у томе што неуроергономија истражује функционалну зависност између динамике мозга и бихевиоралних параметара и тако заобилази теоретске везе које описују корелацију између ових параметара, а које су коришћене у ергономији.

Ова дисертација представља научни оквир за мултимодални систем који је предложен да се користи за праће пажње радника и који користи психофизиолошке сензоре и бихевијорална мерења. Систем се састоји од психофизиолошких сензора, као што су: галвански реакцију коже (енг. *galvanic skin response - GSR*), мерење откуцаја срца (енг. *heart rate -HR*) и електроенцефалографију (енг. *Electroencephalography - EEG*); бихевиоралне модалитете као што су: Времена реакција (енг. *reaction times - RTs*) и сензоре за праћење покрета (енг. *motion capture - MoCap*), "Kinect" the "Leap Motion". Иако је представљен оквир за снимање поменутих модалитета у реалном времену, ова дисертација је фокусирана на резултате који су добијени снимањем EEG, RTs и Kinect модалитета.

Главни циљ дисертације је истраживање могућности коришћења савременог преносног EEG-а у индустријским условима, са циљем праћења пажње радника. Претходна истраживања која су користила EEG су била углавном обављана у контролисаним лабораторијским условима и због тога, налази из тих студија се узимају са одређеном дозом резерве. Да би се снимиио

EEG у реалном радном окружењу, радно место у којем радници склапају хидраулично црево је веродостојно реплицирано и субјекти у студији су симулирали тај процес.

Дисертација се састоји од четири експерименталне студије. У првој студији, испитивано је како честе микро-паузе утичу на ниво пажње радника, поредећи амплитуде P300 Компоненте евоцираних когнитивних потенцијала (eng. event-related potential – ERP) пре и непосредно после периода микро-паузе. Главни налаз је да микро-паузе позитивно утичу на ниво пажње радника и предложено је њихово укључење у дневне активности радника. У другој студији, истраживано је да ли радници имају већи ниво пажње уколико им је наметнуто са којом руком да почну склапање црева. Две психолошке парадигме су биле представљене учесницима у студији, паралелно са симулиранм акцијом склапања црева. У првој парадигми, учесници су могли да изаберу да отпочну операцију са било којом руком, док су у другој били условљени да започну операцију руком која одговара смеру стрелице која се приказивала на екрану испред њих. Ово истраживање је открило да су учесници имали већи ниво пажње у случају условљавања којом руком да започну операцију, јер је амплитуда P300 компоненте била значајно виша у поређењу са случајем када су могли слободно да изаберу са којом руком ће започињати задатак.

Преостале две студије су имале за циљ да представе оквир за праћење когнитивног стања радника у реалном времену. Трећа студија је испитивала пропагирање P300 амплитуде и корелација између P300 амплитуде и времена реакција је испитивана. На групном нивоу, јасна негативна корелација између ова два модалитета је пронађена, међутим она није била конзистентна на индивидуалном нивоу. Због тога је наглашена потреба да се овакви резултати пријављују на индивидуалном нивоу у ергономским студијама. Последње истраживање које је представљено је испитивало да ли је количина покрета који нису у директној вези са задатком, негативно повезана са пажњом радника. У том циљу, предложена је метода кватификације ових покрета помоћу концепта енергије покрета. Прелиминарни резултати потврђују да је енергија покрета негативно корелисана са EEG модалитетима пажње и предложен је научни оквир будућег система за праћење пажње у реалном времену.

Кључне речи: *Неуроергономија, Пажња, Преносива електроенцефалографија, Event Related Potentials, P300 компонента, Индекс ангажовања, Kinect, Задатак Бројеви, Задатак Стрелице*

ABSTRACT

Development and Implementation of Multimodal System for Attention Monitoring in Naturalistic Work Environments

As technology is ever advancing, industrial accidents related to technological malfunctioning have been almost diminished, leaving the human error responsible for up to 80% of the remaining accidents. One of the main causes for this is limited mental endurance of human operators', which causes the attention decline and consequently leads to an operating error. Classical ergonomics methods for assessing the operators' cognitive state are still dependent on the subjective and qualitative methods, thus being unreliable. For that reason, in the recent years the psychophysiological sensors were included in the ergonomics research, with the aim of providing the objective and quantitative measures of the operators' cognitive state. Following that path, the neuroergonomics emerged as a scientific discipline, which investigates the human brain functions in relation to performance at work. The advantage of using neuroergonomics is that it investigates the functional relationship between brain dynamics and behavioral parameters, thus avoiding theoretical constructs that describe the correlation between these two, and which are ubiquitously used in ergonomics research.

The present dissertation introduces a framework for the multimodal attention monitoring system, utilizing psychophysiological and behavioral measurements. The multimodal system consists of psychophysiological sensors, such as galvanic skin response (GSR), heart rate (HR) sensor and electroencephalography (EEG), the behavioral modality of the reaction times (RTs), and the motion capture (MoCap) sensors Kinect and the Leap Motion. Although the framework for synchronous and real-time recording for all the sensors was provided, this thesis was focused solely on the results obtained from the EEG, RTs and Kinect recordings.

The main aim of the presented dissertation is to investigate the possibility of utilization of the recently available wearable electroencephalography (EEG) in industrial setting, with the goal of the operator's attention monitoring. Previously reported EEG studies that were concerned with the attention states of the operators were mainly confined to the strictly controlled laboratory conditions and therefore, the findings from these studies needed to be taken with the certain ambiguity. In order to record the EEG in naturalistic environment, specific workplace where operators' assembly the hoses, used in hydraulic break systems in vehicles, was faithfully

replicated and the participants in the studies simulated the manual assembly operations.

The present dissertation consists of four experimental studies, where the first two were concerned with investigation how different work conditions influence the cognitive state of the operators', i.e. the studies were concerned with the assembly task design. In the first study, the influence of the frequent micro-breaks on the cognitive state of the workers' was investigated, by comparing the P300 event-related potential (ERP) amplitude prior and immediately following the micro-break period. It was found that the micro-breaks enhance the attention of the operators' and the proposal for their inclusion in the regular work routine was made. Second study investigated the influence of hand alteration on the attention level of the operators'. For that aim, the participants in the study were presented with two distinct task: the one in which they could initiate the assembly operation with whichever hand they preferred, and the one in which they were conditioned with which hand they should initiate the operation. This study revealed that the instructed hand responding induces the higher attention, as assessed through the P300 component's amplitude, compared to the experimental condition where the participants could freely choose the hand for the initiation of the assembly operation.

Further, a framework for the on-line assessment of the operators' cognitive state was provided. In the third experimental study, the propagation of the P300 component's amplitude was observed and correlated with the RTs. On the group level, a negative correlation was found, confirming the previously reported finding. However, due to individual differences, the correlation on the individual level was inconsistent, emphasizing the necessity for the individualized EEG measurements for the reliable attention monitoring system. Finally, it was investigated whether the quantity of task unrelated movements corresponds to attention of the operator, as previously shown to be negatively related to the attention of operators'. For that aim, the concept of movement energy (ME) was introduced and correlated with EEG attention-related modalities. The initial finding from this study showed that the ME is negatively related to the EEG attention-related modalities and proved that the future attention monitoring system can be built based on these modalities.

Key words: Neuroergonomics, Attention, Wearable Electroencephalography, Event Related Potentials, P300 Component, Engagement Index, Kinect, Numbers task, Arrows Task

Садржај

ПРЕДГОВОР.....	I
Acknowledgments	V
РЕЗИМЕ	I
АБСТРАКТ	III
Садржај	V
СПИСАК СЛИКА	i
СПИСАК ТАБЕЛА	vii
ПРЕГЛЕД КОРИШЋЕНИХ СКРАЋЕНИЦА И СТРАНИХ РЕЧИ И ИЗРАЗА.....	viii
1. Увод	1
1.1 Научни циљ дисертације.....	2
1.2 Теоријске основе истраживања.....	3
1.3 Методе истраживања.....	6
1.4 Очекивани резултати	7
1.5 Основне Хипотезе.....	8
1.6 Садржај дисертације.....	9
2. Људски Фактор и Ергономија (HF/E).....	13
2.1 Домени Ергономије.....	13
2.1.1 Домен физичке ергономије	14
2.1.2 Домен организационе ергономије (Макроергономија).....	15
2.1.3 Домен когнитивне ергономије.....	17
2.1.4 Домен психофизиологије и неуроергономије	18
3. Неуроергономија	21
3.1 Неуронаучне технике у неуроергонмији.....	25
3.2 Хемодинамичке неуронаучне технике које се примењују у неуроергономији	27
3.2.1 Функционална магнетна резонанца (fMRI) и позитронска емисиона томографија (ПЕТ)	27
3.2.2 Функционална близу инфрацрвена спектроскопија (fNIRS)	29

3.3	<i>Електроенцефалографија (ЕЕГ)</i>	30
3.3.1	Електрична активност мозга	31
3.3.2	Мерење ЕЕГ сигнала	32
3.3.3	Мождани ритмови	35
3.3.3.1	Индекс Ангажовања (EI).....	37
3.3.4	Догађајем изазвани потенцијали (ERPs).....	37
3.3.4.1	<i>P300 ERP</i> компонента	41
3.4	<i>Примена ЕЕГ мерења у неуроергономским истраживањима</i>	42
3.5	<i>Мултимодална психофизиолошка снимања у неуроергономским истраживањима</i>	48
4.	Примена система за праћење покрета у ергономским истраживањима	54
4.1	<i>МоСар уређаји који су се користили у ергономији</i>	56
4.1.1	Примена <i>Kinect</i> сензора у ергономским истраживањима.....	59
4.1.2	<i>Leap Motion</i> сензор и његова примена.....	61
5.	Методе коришћене у експерименталним истраживањима: Корак ка стварању мултимодалног и когнитивно-свесног система	65
5.1	<i>Коришћење имплицитног HCI система за дизајнирање когнитивно-свесног система</i>	66
5.2	<i>Развој сензитивног радног места</i>	70
5.3	<i>Експериментални задатак</i>	72
5.3.1	Симулирана операција ручне монтаже црева	72
5.3.2	Експерименталне процедуре	74
5.4	<i>Уређаји који су коришћени у истраживањима</i>	78
5.4.1	Физиолошки сензори.....	78
5.4.1.1	Бежични ЕЕГ систем ' <i>SMARTING</i> '	78
5.4.1.2	Бежични <i>GSR</i> уређај.....	79
5.4.1.3	Бежични пулсметар	80
5.4.2	Уређаји за праћење покрета (<i>MoCap</i>)	81
5.4.2.1	<i>Kinect</i>	81
5.4.2.2	<i>Leap Motion</i>	82
5.5	<i>Архитектура система: Синхронизација података</i>	83
6.	Да ли микро-паузе могу повећати ниво пажње радника? ERP студија	86
6.1	<i>Увод</i>	86
6.2	<i>Методе</i>	88
6.2.1	Испитаници	88
6.2.2	Поставка експеримента.....	89

6.2.3	Експерименталне процедуре	89
6.2.4	Обрада догађајем изазваних потенцијала	89
6.3	<i>Резултати</i>	90
6.4	<i>Дискусија</i>	92
6.5	<i>Закључак</i>	94
7.	Бенефити инструисаног условљавања руке којом се отпочиње радна операција у пословима ручне монтаже делова	95
7.1	<i>Увод</i>	95
7.2	<i>Методe</i>	96
7.2.1	Испитаници	96
7.2.2	Поставка експеримента	97
7.2.3	Експерименталне процедуре	97
7.2.4	Обрада догађајем изазваних потенцијала	97
7.2.5	Обрада времена реакција	98
7.2.6	Грешке у раду	98
7.2.7	Статистичка анализа	99
7.3	<i>Резултати</i>	99
7.3.1	Резултати евоцираних когнитивних потенцијала	99
7.3.2	Резултати времена реакција	101
7.3.3	Резултати грешака	101
7.4	<i>Дискусија</i>	102
7.5	<i>Закључак</i>	107
8.	Корак ка континуираном надгледању пажње радника у реалном времену: Времена реакција наспрам можданих одговора	108
8.1	<i>Увод</i>	108
8.2	<i>Методe</i>	110
8.2.1	Испитаници	110
8.2.2	Поставка експеримента	110
8.2.3	Експерименталне процедуре	110
8.2.4	Обрада података	111
8.2.5	Обрада догађајем изазваних потенцијала – Израчунавање амплитуда и временских кашњења <i>R300</i> компоненте	112
8.2.6	Поређење догађајем изазваних потенцијала и времена реакција	113
8.2.7	Статистичка обрада	113
8.3	<i>Резултати</i>	114

8.3.1	БЕГ резултати.....	114
8.3.2	Грешке у обављању задатка	117
8.3.3	Упоредивање евоцираних когнитивних потецијала у односу на “go/no-go” стимулус.....	118
8.3.4	Резултати Пирсонове корелације.....	118
8.4	<i>Дискусија</i>	120
8.5	<i>Закључак</i>	126
9.	Комуницирање когнитивног стања човека: Корак ка когнитивно-свесном систему у Индустријском окружењу	127
9.1	<i>Увод</i>	127
9.2	<i>Методe</i>	130
9.2.1	Испитаници	130
9.2.2	Поставка експеримента.....	131
9.2.3	Експерименталне процедуре	131
9.2.4	Обрада догађајем изазваних потенцијала	131
9.2.5	Израчунавање индекса ангажовања (EI).....	132
9.2.6	Израчунавање енергије покрета	133
9.2.7	Рачунање времена реакција.....	134
9.2.8	Усредњавање података.....	134
9.2.9	Статистичка анализа.....	135
9.3	<i>Резултати и дискусија</i>	135
9.4	<i>Закључак</i>	137
10.	Генерални Закључак	139
11.	Библиографија	143

СПИСАК СЛИКА

Редни број	Број Сlike	Опис слике
1.	Слика 0-1	Графички приказ дисертације по поглављима
2.	Слика 0-2	а) Традиционални приступ у ергономији и б) неуроергономски приступ истраживања и дизајна у ергономији (Слика преузета из: Fafrowicz and Marek, 2007)
3.	Слика 3-2	Упоређивање неуронаучних метода које се користе у неуроергономији. Методе за директно посматрање мождане активности су представљене у црвеној боји, док су методе које мере индиректне метаболичке процесе приказане у плавој боји. ЕЕГ – Електроенцефалографија; ЕРР – Догађајем изазвани потенцијали; МЕГ – Магнетоенцефалографија; ПЕТ-Позитронска емисиона томорафија; fNIRS – functional Near Infrared Spectroscopy; fMRI – functional Magnetic Resonance Imaging; DTI – Diffusion Tensor Imaging (Слика преузета из Mehta and Parasuraman, 2013a).
4.	Слика 3-3	Структура неурона (Преузето са: https://en.wikipedia.org/wiki/Soma_(biology))
5.	Слика 3-4	Сума електричних можданих потенцијала снимљена помоћу две електроде (Преузето из: De Vos, 2009)
6.	Слика 3-5	Графички приказ међународног 10-20 система за позиционирање електрода током ЕЕГ снимања, са погледом одозго (Слика А) и поглед са стране (Слика В). Преузето од: Malmivuo, J., & Plonsey, 1995.
7.	Слика 3-6	Графички приказ можданих ритмова (Преузето са: http://econtact.ca/14_2/ortiz_biofeedback.html)
8.	Слика 3-7	(а) – Издвајање ЕРР сегмената из континуираног ЕЕГ сигнала за стимулусе од 1 до х; (б) Са циљем добијања GA ЕРР-а, неопходно је усредњити све добијене ЕРР-ове (Преузето из Luck et al., 2000)

Редни број	Број Сlike	Опис слике
9.	Слика 3-8	Графички приказ PQRSТ комплекса, као и R-R интервала (преузето из: Ortiz-Perez et al., 2010)
10.	Слика 3-9	Графички приказ SCR таласа, са његовим главним карактеристикама (Преузето из: Buscein, 2012)
11.	Слика 4-1	(а) Комбинација Synertial IGS одеа и Siemens JACK софтвера за ергономску процену на позицијама монтаже делова у возилима, истраживање које се спровело у фабрици произвођача Шкода (Преузето са: www.synertial.com); (б) – мрежа IMU сенора развијена током пројекта Cognito. У овом случају, поред могућности праћења радникових покрета, Cognito систем пружа могућност подршке радника у смислу пружања информација преко мини дисплеја који је монтиран на главу радника (Преузео са: http://www.ict-cognito.org)
12.	Слика 4-2	(а) - Kinect уређај; (б) – Поставка сензора унутар Kinect уређаја; (ц) – Графички приказ аквизивизиционог простора (Преузето од: <i>Milovanovic et al.</i> , 2013)
13.	Слика 4-3	(а) - Leap Motion уређај и његова унутрашња структура: 1 – Инфрацрвене LED светиљке, 2- Инфрацрвена камера; (б) – Графички приказ Leap Motion-овог аквизиционог простора, где је тај простор ограничен са: 150 ⁰ угао на дужој страни, 120 ⁰ углом са мање стране, 600 mm изнад уређаја и 600 mm ширине са сваке стране (Сlike су преузете са: https://www.leapmotion.com/product/desktop)
14.	Слика 4-4	Слика 0-3: Пар примера захвата материјала мале тежине (Преузето из: ISO 11228-3:2007)

Редни број	Број Сlike	Опис слике
15.	Слика 5-1	Визуелни приказ мултимодалног система који је предложен за концепт сензитивног радног места (Преузето из: <i>Mijović et al.</i> , 2015a)
16.	Слика 5-2	Графички приказ индустријског радног места (слика лево) и реплицираног радног места у лабораторијском окружењу (слика десно)
17.	Слика 5-3	Поставка сензора у реплицираном радном месту
18.	Слика 5-4	Графички приказ симулиране операције кримповања механичких делова
19.	Слика 5-5	Графички приказ задатка Бројеви
20.	Слика 5-6	Графички приказ задатка Стрелице
21.	Слика 5-7	(а) – Бежични ЕЕГ систем SMARTING и приказ поставке ЕЕГ система на главу испитаника; (б) Позиције електрода
22.	Слика 5-8	(а) – Бежични GSR Сензор; (б) – електроде су постављене на позицијама 1 и 2 за егзосематско снимање, по препоруци из Voussain (2012)
23.	Слика 5-9	(а) – Трака која се поставља на груди; (б) – Позиционирање сензора на тело испитаника; (ц) – Графички приказ траке за снимање са припадајућим елементима (Преузето из уређајовог упутства за употребу)
24.	Слика 0-4	Визуелни приказ ЕCG монитора; лева слика: Пријемник сигнала са траке за снимање који даље преко предајника шаље импулсе до радио пријемника (који је приказан на десној слици), који даље прослеђује сигнал до компјутера за снимање USB конекције
25.	Слика 5-11	Графички приказ модела горњег дела човека са припадајућим кључним тачкама: R/L (леви/десни) Р – шака, R/L W – ручни зглоб, R/L Е – лакат, R/L S – раме, Н – глава, and CS – централно раме

Редни број	Број Сlike	Опис слике
26.	Слика 5-12	Графички приказ пројекције кључних тачака шаке снимљене помоћу Leap Motion Уређаја
27.	Слика 5-13	Целокупна архитектура система
28.	Слика 6-1	Догађајем изазвани потенцијали на позицијама електрода Fz, Cz, CPz и PZ. Црвена линија – GA ERP-ови после периода микро-паузе; Сива линија – GA ERP-ови који су претходили периоду микро-паузе. P3a and P3b подкомпоненте су графички приказане на горњој левој слици.
29.	Слика 6-2	Поређење амплитуда P3b подкомпоненте пре (сиви барови) и после (црвени барови) периода микро-паузе ($p < 0.05$). вертикални барови показују могућност грешке: $\pm 2 SE$
30.	Слика 7-1	Графички приказ GA ERP-ова за сваки задатак и за сваки стимулус, и за сваку од локација електрода које су коришћене у истраживању. Црна линија представља 'go' стимулусе, док сива линија представља GA ERP-ове за 'no-go' стимулусе.
31.	Слика 7-2	GA ERP-ови који су добијени за 'go' стимулус у све четири експерименталне ситуације. ERPs који су добијени током задатка Бројеви су приказани у сивој боји, док су ERP-ови који су добијени у задатку Стрелице презентовани у црној боји. Црне линије су изабране ако је задатак приказан први по редоследу, односно испрекидане линије говоре да је задатак био приказан као други по реду
32.	Слика 7-2	Вредности амплитуда за све четири позиције електрода и за сва четири експериментална случаја. Црна боја представља амплитуде изазване током задатка Стрелице, док сива боја представља амплитуде изазване током задатка Бројеви.

Редни број	Број Сlike	Опис слике
33.	Слика 8-1	GA ERP-ови изазвани за 'go' (пуна линија) и за 'no-go' (испрекидана линија) стимулус за све четири позиције електрода које су коришћене у истраживању. N2, P3a and P3b ERP компоненте су приказане на горњој левој слици.
34.	Слика 8-2	усредњени ERP сигнали приказани на примеру испитаника под редним бројем 11 (из табеле 8-1), за 450 поновљених снимања и за 450 'go' стимулуса (а,ц,д,ф – доњи трагови слика); P3a и P3b подкомпоненте су индиковане на доњем трагу слике а; Амплитуде су израчунате у временском прозору који је означен пуним линијама за обе подкомпоненте (као што је приказано на сликама а, б, д, ф). Поред тога, топографија за обе подкомпоненте дата је на сликама (б) и (е).
35.	Слика 8-3	Поређење два субјекта, једног који је показао негативну корелацију између P300 амплитуде и времена реакције (горња слика), као и испитаника који је показао позитивну корелацију између ова два модалитета (доња слика). Леви графици показују несортирана поновљена снимања, док десне слике приказују сортирана поновљена снимања, пратећи времена реакција. Стрелице које се налазе скроз десно служе за графички приказ правца повећања амплитуде P3b компоненте.
36.	Слика 8-4	Визуени приказ 435-усредњених вредности времена реакција (горња слика) и P3b амплитуда (доња слика)
37.	Слика 9-1	Графички приказ алгоритма који је коришћен током обраде сигнала сваког модалитета

Редни број	Број Сlike	Опис слике
38.	Слика 9-2	Графички приказ резултата доијених у истраживању. Горња лева табела – резултати Спирманове корелације; Доње табеле – Резултати пирсонове корелације између бихевиоралних и ЕЕГ модалитета.

СПИСАК ТАБЕЛА

Редни број	Број табеле	Назив табеле
1.	Табела 3-1	Списак неуронаучних метода које су примењиве у неуроергономији (преузето из Mehta and Parasuraman 2013a).
2.	Table 8-1	Pearson's correlation values between the RTs and P3a and P3b mean amplitudes on the group level (upper part) and on the individual level (lower part of the table).

ПРЕГЛЕД КОРИШЋЕНИХ СКРАЋЕНИЦА И СТРАНИХ РЕЧИ И ИЗРАЗА

ANOVA	енглески	<i>Analysis of Variance</i> – Анализа варијанси
BCI	енглески	<i>Brain-Computer Interface</i> – мозак-компјутер интерфејс
BOLD	енглески	<i>Blood Oxygen Level-Dependent</i> – Заисност нивоа крвене оксидације
CPP	енглески	<i>Centro Parietal Positivity</i> – Централно паријетална позитивност
ECoG	енглески	<i>Electrocortigram</i> – Електрокортиграм
EDA	енглески	<i>Electrodermal Activity</i> – Електродермална активност
EI	енглески	<i>Engagement Index</i> – Индекс ангажовања
EPSP	енглески	<i>Excitatory Postynaptic Potential</i> – узбуђујући постсинаптички потенцијал
ERN	енглески	<i>Error Related Negativity</i> – Негативност везана за грешку
ERP	енглески	<i>Event Related Potential</i> – Догађајем изазвани потенцијал
fMRI	енглески	<i>functional Magnetic Resonance Imaging</i> – Функционална магнетна резонанца
fNIRS	енглески	<i>functional Near Infrared Spectroscopy</i> – Функционална близу-инфрацрвена спектроскопија
GA	енглески	<i>Grand Average</i> – Свеукупно усредњена
GSR	енглески	<i>Galvanic Skin Response</i> – Галвански одговор коже
HCI	енглески	<i>Human-Computer Interaction</i> – Интеракција човека и рачунара
HF/E	енглески	<i>Human Factors and Ergonomics</i> – Људски фактор и ергономија
HR	енглески	<i>Heart Rate</i> – Ритам срца
HRV	енглески	<i>Heart Rate Variability</i> – Варијабилност рада срца
ICA	енглески	<i>Independent Component Analysis</i> – Анализа независних компонента
IMU	енглески	<i>Inertial Measurement Unit</i> – Унутрашње мерне јединице

IPSP	енглески	<i>Inhibitory Postsynaptic Potential</i> – Инхибициони постсинаптички потенцијал
LAN	енглески	<i>Local Area Network</i> – Локална мрежа
LFP	енглески	<i>Local Field Potential</i> – Потенцијал локалног поља
LSL	енглески	<i>Lab Streaming Layer</i> – Лабораторијски слој за проток података
ME	енглески	<i>Movement Energy</i> – Енергија попука
MMHCI	енглески	<i>Multimodal Human-Computer Interaction</i> – Мултимодална интеракција човека и рачунара
MoBI	енглески	<i>Mobile Brain-Body Imaging</i> – Мобилно снимање тела и мозга
MoCap	енглески	<i>Motion Capture</i> – Снимање покрета
MRCP	енглески	<i>Movement-Related Central Positivity</i> – Централна позитивност везана за покрет
MSD	енглески	<i>Musculoskeletal Dissorder</i> – Мускуло-скелетални поремећаји
OCRA	енглески	<i>Occupational Repetitive Actions</i> – Репетитивне радне операције
OWAS	енглески	<i>Ovako Working Posture Analysis</i> – Овако анализа радних положаја тела
PSD	енглески	<i>Power Spectral Density</i> – Густина спектралне снаге
PSP	енглески	<i>Postsynaptic Potential</i> – Постсинаптички потенцијал
RT	енглески	<i>Reaction Time</i> – Време реакције
SART	енглески	<i>Sustained Attention to Response Task</i> – Задатак суздржавања пажње до реакције
SCCN	енглески	<i>Swartz Centre for Computational Neuroscience</i> – Шварц центар за Неуронауку
SCL	енглески	<i>Skin Conductance Level</i> – Ниво кондуктивности коже
SCR	енглески	<i>Skin Conductance Response</i> – Кондуктивни одговор коже
SDK	енглески	<i>Software Development Kit</i> – опрема за развој софтвера
SNAP	енглески	<i>Simulation and Neuroscience Application Platform</i> – Платформа за симулацију и неуронауку
UDP	енглески	<i>User Datagram Protocol</i> – Протокол за слање података

USB	енглески	<i>Universal Serial Bus – универзална магистрала за проток података</i>
VDT	енглески	<i>Visual Display Terminal – Монитор</i>
XDF	енглески	<i>eXtensible Data Format – Екстензибилан формат података</i>
АНС	српски	<i>Аутономни нервни систем</i>
АП	српски	<i>Акциони потенцијал</i>
ЕЕГ	српски	<i>Електроенцефалографија</i>
ЕМГ	српски	<i>Електромиограм</i>
МЕГ	српски	<i>Магнетоенцефалографија</i>
ПЕТ	српски	<i>Позитронска емисиона томографија</i>
ФТ	српски	<i>Фуријеова трансформација</i>
ЦНС	српски	<i>Централни нервни систем</i>

1. Увод

У раним годинама индустријализације, индустријске несреће су углавном приписиване лошем раду техничких система, док су несреће проузроковане људском грешком потпуно игнорисане (Gordon, 1998). Међутим, како је технологија напредовала и постала све поузданија, технолошки кварови су драстично смањени. Из тог разлога, преостале индустријске несреће у новијем добу су најчешће приписане људском елементу у производном систему (Hendy, 2003). Важно је напоменути да су људи углавном окарактерисани као најслабија карика у производном систему, углавном због ограничене менталне и физичке издржљивости која понекад узрокује непредвидиве реакције радника (Hamrol et al., 2011). Заправо, истраживања су показала да је људски елемент у систему одговоран за 80% индустријских несрећа (Reason, 1990; Stanton et al., 2005), што је углавном приписано неадекватном менталном напору радника.

Са циљем да се смањи људска присутност у производним системима, индустрија тежи да аутоматизује што је могуће више процеса, смањујући на тај начин могућност људске грешке. Други, али не мање значајан разлог аутоматизације је и повећање продуктивности. Међутим, иако производна индустрија тежи да постигне тзв. “lights-out manufacturing”, другим речима потпуно аутоматизоване фабрике у којима би се елиминисале људске грешке јер би радници били искључени из процеса производње (Topkins et al., 2010), и даље постоје многобројна радна места која зависе од директног присуства радника. Важна напомена је да су истраживачи и експерти из поља безбедности и здравља на раду (БЗР) убеђени да је пораст броја грешака радника у ствари везан за повећану инкомпатибилност између радника и модерне технологије (Fafrowicz and Marek 2008). Према томе је истраживање интеракције између радника и система добило значајну пажњу у научној, али и индустријској, пракси (Stanton et al., 2005).

Научна дисциплина која се бави истраживањем интеракције између радника и система је названа људски фактор и ергономија (енг. *human factors and ergonomics* – HF/E). Међутим, класичани ергономски приступи за проучавање когнитивног стања радника и интеракције између оператера и

индустријских система углавном користе методе које су субјективне и квалитативне, нпр. анкете и мере видљивог учинка. Ипак, ове мере су углавном непрецизне и не могу прецизно да истраже фундаменталне менталне процесе код радника током свакодневних радних рутина у радном окружењу (*Parasuraman, 2003*). Штавише, класичне ергономске методе не могу да постигну аквизицију и обраду података у реланом времену. Из тог разлога је настала нова научна под-дисциплина ергономије која се назива неуроергономија (*Parasuraman, 2003; Parasuraman and Rizzo 2006*). Неуроергономија интегрише научна сазнања из ергономије и неуронаука, и дефинисана је као научна дисциплина која проучава функционисање људског мозга у зависности од перформанси на радном месту (*Mehta and Parasuraman, 2013a*).

Ова дисертација, која представља парцијално испуњење захтева за стицање звања доктора наука у инжењерству, представља неуроергономска истраживања радника запослених на радним местима која се састоје од монотоних и репетитивних послова ручне монтаже хидрауличних црева која се даље уграђују у хидраулични кочиони систем моторних возила. У том циљу, научни прогрес из научних дисциплина ергономије и неуроергономије је дискутован у уводним поглављима. Затим је представљена генерална методологија која је примењивана у експерименталним истраживањима, а која се углавном бави развојем мултимодалног система за снимање и анализу различитих модалитета сигнала, који су везани за когнитивно стање радника. Након прегледа методологије представљена су четири неуроергономска истраживања, чији се резултати могу користити за дизајн радних позиција за ручну монтажу делова. На послетку је представљен и дискутован генерални научни оквир за праћење пажње радника у реалном времену.

1.1 Научни циљ дисертације

Постојећа литература из области ергономије је углавном оријентисана ка физичкој ергономији, тј. Постуралним оптерећењима и превенцијом потенцијалних мишићно-коштаних обољења, док је много мање истраживања посвећено проучавању менталних стања радника. Шта више, као што је напоменуто у претходној секцији, методе које се користе за истраживање менталних стања радника су не прецизне и непоуздане. Из тог разлога, ова

дисертација истражује потенцијале неуроергономских мерења за прецизну процену когнитивних стања радника запослених на монотоним и репетитивним пословима ручне монтаже делова. Да би се постигао овај циљ, одређено радно место је веродостојно реплицирано на Факултету Инжењерских Наука (ФИН), Универзитета у Крагујевцу. На реплицираном радном месту, учесници у студији су симулирали процес ручне монтаже, док су на себи носили преносиве психофизиолошке сензоре, који су служили за аквизицију психофизиолошких сигнала.

Секундарни циљ дисертације је истраживање могућности снимања покрета тела учесника у студијама, помоћу сензора за снимање покрета (енг. *motion capture* – *MoCap*), који раде по принципу структуралног осветљења. На овај начин, покрети учесника могу бити снимљени без потребе за екстерним маркерима који углавном узрокују ограничења покрета људи. Постојеће студије, које су снимале покрете радника, су углавном биле фокусиране на превенцију мишићно-коштаних оптерећења. Међутим, важна напомена је да људски покрети могу бити важан индикатор когнитивног стања и из тог разлога, *MoCap* уређаји у овој дисертацији су се користили за процену менталног стања радника.

Пето поглавље ове дисертације представља генералну методологију која је коришћена за остваривање поменутих циљева и за истраживање везе између бихејвиоралних и можданих модалитета сигнала. Важна напомена је да је представљен генералан оквир мултимодалног система који се састоји од психофизиолошких сензора (електроенцефалографије (ЕЕГ), галванског одговора коже (енг. *galvanic skin response* – *GSR*) и откуцаја срца (енг. *heart rate* – *HR*)), као и *MoCap* сензора *Kinect* и *Leap Motion*. Поред ових снимања пратила су се и времена реакција (енг. *Reaction Times* – *RTs*) радника, као важан бихевиорални параметар. Међутим, ова дисертација је фокусирана само на налазе и поређење модалитета добијених са ЕЕГ, *Kinect* и *RTs* снимања.

1.2 Теоријске основе истраживања

Са циљем да се одреде објективни параметри радничког когнитивног стања, *Parasuraman* (2003) је предложио нову област у ергономским истраживањима коју је провизорно назвао неуроергономије. Главни предмет неуроергономских

истраживања је да пружи објективне параметре тога како људски мозак спроводи свакодневне комплексне активности у реалним радним окружењима и у стварном свету (*Parasuraman 2003; Mehta and Parasuraman 2013a*). У суштини, неуроергономија може да обезбеди прецизне аналитичке параметре који зависе од ефикасности радника, тако што директно истражује везу између неуралних и бихејвиоралних активности (*Fafrovicz and Marek 2007*). На тај начин се могу избећи непоуздане процене менталног стања радника које су базиране на теоретским основама, која углавном само површно описују радникова когнитивна стања током извршавања радних задатака (*Fafrovicz and Marek 2007*).

Метода која се до скоро највише користила у неуроергономским истраживањима била је функционална инфрацрвена спектроскопија (енг. *functional Near Infrared Spectroscopy – fNIRS*). Разлог за распрострањену употребу *fNIRS*-а је тај што је економичан и веома покретан систем. Међутим, *fNIRS* осликава мождане функције индиректно, кроз метаболичне процесе, и поседује јако лошу темпоралну резолуцију (*Mehta and Parasuraman 2013*). С друге стране, ЕЕГ и догађајем изазвани потенцијали (енг. *event related potentials – ERPs*) су методе које омогућавају директно снимање неуралне активности и поседују веома високу темпоралну резолуцију, али је ЕЕГ до скоро био осредње покретан систем који је омогућавао снимања само у стриктно контролисаним лабораторијским условима или симулаторима и њихова употреба није била могућа у свакодневним окружењима, с тога ни у неуроергономији (*Mehta and Parasuraman 2013a; Fu and Parasuraman 2006*). Међутим, како технологија континуирано напредује, ЕЕГ је постао скроз мобилан и преносив, тако да је сада могуће директно посматрати мождану активност током свакодневних активности (*Wascher et al., 2014; Mijović et al., 2014*).

Познато је да је ЕЕГ поздана метода за одређивање когнитивног стања човека и да пружа могућност да се правовремено и објективно детектују критична стања људског понашања, као што је пад пажње (*Klimesch et al., 1999; Luck et al., 2000; Murata et al., 2005; Yamada 1998*). Такође, анализа *ERP*, који се издвајају из континуираног ЕЕГ сигнала, представља убичајено коришћену методу за евалуацију човекове неуралне активности (*Hohnsbein et al., 1998*). *Picton et al. (2000)* су дефинисали *ERP* као „волтажну флукуацију можданих

сигнала, који су директно везани у времену са одређеним физичким или менталним догађајем“. *ERP* компоненте су дефинисане поларитетом и временским кашњењем у односу на дискретни стимулус. У том смислу, такозвана П300 (такође се назива и П3) компонента представља позитивну дефлексију *ERP* таласа у смислу волтаже, која се дешава око 300 милисекунди после појаве стимулуса (*Gray et al., 2004; Polich and Kok 1995*). Амплитуда и временско кашњење П300 компоненте се често користи за идентификацију дубине когнитивног процесирања информације, и из тог разлога је строго везана за ниво пажње човека (*De Vos et al., 2014a; Johnson 1998; Polich 2007*). Са друге стране, ниво когнитивног ангажовања везан за одређени задатак (енг. *Engagement Index – EI*) се може добити из континуираног ЕЕГ сигнала (*Prinzel et al., 2000*). *EI* се израчунава као однос између високо фреквентних сигнала мождане активности, који одражавају стање будности и опрезности (тзв. Бета (β) таласи), и збира нискофреквентних можданих таласа, који се јављају када је човек у стању посспаности и смањене концентрације (тзв. Алфа (α) и Тета (θ) таласи). Другим речима $EI = \beta / (\alpha + \theta)$.

Иако је *Parasaruman* (1990) предложио идеју примене *ERP* снимања у производним окружењима, са циљем да се обрати пажња на разне проблеме код когнитивних стања у *HFE* истраживањима, *ERP* снимања у реалним окружењима доступна су тек од пре неколико година (*Debener et al., 2012; De Vos et al., 2014a; Wascher et al., 2014*). Заправо, развој бежичних комуникација убрзао је развој мобилних ЕЕГ система, што је довело до спајања ЕЕГ-а и основног принципа неуроергономије, а то је да се истражи како мозак процесира свакодневне комплексне радне задатке у природним окружењима (*Parasaruman and Rizzo 2006*). Ова дисертација предлаже „нови правац“ у ергономским истраживањима, кроз употребу *ERP* мерења у реалистичном радном окружењу. Истраживање које ће бити презентовано кроз дисертацију представља једну од првих студија које користе бежично 24-оро канално ЕЕГ снимање у природном окружењу. Главни циљ ове дисертације је испитивање могућности процене стања пажње радника на радним местима монтаже делова. Како је непокретност ЕЕГ појачавача (што је била највећа мана поменутих система) сада превазиђена, претпоставка је да ће у наредним годинама примена мобилних ЕЕГ систем за одреживање пажње радника у радном окружењу бити свеprisутна.

Други модалитет који може пружити континуирано одређивање људског нивоа пажње је бихејвиорално мерење времена реакција (енг. *Reaction Times – RTs*, [Larue et al., 2010; Sternberg 1969]). Време реакције представља временски интервал који протекне од индикације почетка операције (стимулуса) до момента стварног почетка операције. Главни разлог за распрострањену примену времена реакција је тај што се једноставно израчунавају и једноставно се интерпретирају (Salthouse and Hedden 2002). Међутим, главна мана оваквог мерења је то што не постоји могућност директног посматрања когнитивних процеса који се одвијају у временском интервалу времена реакција (Luck et al., 2000; Young and Stanton 2007).

Поред поменутих модалитета за одређивање когнитивног стања човека, неуроергономија је такође заинтересована за покрете тела човека, јер особе узајамно делују са системом уз помоћ физичког тела (Parasuraman and Rizzo, 2006). Заправо, истраживања су већ показала да је број покрета који нису директно везани за задатак који се обавља у негативној корелацији са нивоом пажње човека (Roge et al., 2001). Међутим, у истраживању које су спровели Roge et al. (2001) покрети тела су квантификовани помоћу једноставног бројања покрета који нису директно везани за задатак у *post hoc* анализи. Из тог разлога је ова дисертација истраживала могућност аутоматизоване анализе количине покрета, помоћу коришћења модерних *MoCap* сензора и кроз увођење концепта енергије покрета, који ће бити презентован у Поглављу 9. На овај начин могуће је проценити когнитивно стање човека помоћу *MoCap* и ЕЕГ сензора на ненаметљив начин.

1.3 Методе истраживања

Да би се испитала могућност примене мултимодалног система за праћење пажње радника у симулираним условима рада, прво ће се реплицирати одређено радно место на којем радници симулирају монтажу делова. Потом, се субјекти у студији опреме сензорима за праћење психофизиолошких сигнала (ЕЕГ, *GSR* и *HRV*) и сензора за праћење покрета радника (*Kinect* and *Leap Motion*). По креирању сензитивног радног окружења, подаци са поменутих сензора се снимају и даље обрађују помоћу следећих метода:

- Анализа и обрада ЕЕГ сигнала кроз евоциране потенцијале (познатија као ERP), као и фреквентна анализа добијених ЕЕГ сигнала у софтверским пакетима “Matlab” и “EEGlab”
- Анализа тоничних и фазичних компоненти сигнала електропроводљивости коже у софтверским пакетима “Matlab” и “LedaLAB”
- Анализа варијабилности рада срца, као и фреквентна анализа сигнала добијених са пулс-метра у софтверском пакету “Matlab”
- Анализа и обрада сигнала добијених са сензора покрета радника и анализа броја покрета који нису директно везани за задатак који се обавља. Анализа се врши у програмском пакету “Matlab”.

1.4 Очекивани резултати

По завршетку експерименталних истраживања очекују се следећи резултати:

- 1) Прво ће бити представљен општи оквир мултимодалног система за синхронизовано снимање и анализу психофизиолошких сигнала и сигнала покрета, са циљем објективног одређивања нивоа пажње радника.
- 2) Потом ће бити представљена методологија која се може користити за процену пажње радника помоћу бежичног ЕЕГ система.
- 3) Смернице за дизајн радног места за ручну монтажу делова биће предложене, са циљем повећања пажње радника.
- 4) Методологија за квантификацију покрета који нису директно везани за задатак, базирана на енергији покрета, ће такође бити представљена
- 5) Постизањем претходно поменутих циљева, претпоставка је да је могуће постићи смањење људске грешке на радним местима ручне монтаже меаничких делова. Коначан резултат је могућност правовременог откривања пада пажње радника, које би требало да спречи грешке у раду, што би даље водило до смањења повреда на раду, економских губитака, утицаја људског фактора на индустријске несреће, итд.

1.5 Основне Хипотезе

Основне хипотезе од којих се полази при раду на докторској дисертацији:

Хипотеза 1:

Полазна тачка је истраживање могућност симултаног и синхроног снимања вишеструког модалитета сигнала, који су хетерогеног типа и фреквенције семпловања, у природним окружењима. Уколико се поменуто снимање покаже могуће, биће предложен оквир мултимодалног система за праћење когнитивног стања радника у радном окружењу. Мултимодални систем се састоји од следећих сензора: *EEG, GSR, HR, Kinect and Leap Motion* сензора).

Хипотеза 2:

Полазећи од претпоставке да времена реакције и психофизиолошки сигнали могу објективно одредити когнитивно стање човека, предложена хипотеза је да ће времена реакција бити негативно корелисана са психофизиолошким сигнаlima. Другим речима, време које је потребно раднику да изврши одређену операцију биће краће када је очитани ниво пажње, помоћу психофизиолошких сигнала, већи.

Хипотеза 3:

Досадашња истраживања која су истраживала везу између времена реакција и психофизиолошких сигнала су углавном спровођена на нивоу групе. Из тог разлога, претпоставка је да иако докажемо другу хипотезу на групном нивоу, интериндивидуалне разлике између субјеката могу утицати на конзистентност добијених резултата на индивидуалном нивоу. Уколико се докаже неконзистентност резултата на индивидуалном нивоу, добијене резултате треба додатно испитати и предложити најпоузданији метод за одређивање когнитивног стања радника, који ће бити коришћен за будућа ергономска истраживања. Важна напомена је да су времена реакција осетљива на стратегијско одговарање, што није случај код догађајем изазваних потенцијала, који су више аутономни процеси и не могу бити контролисани од стране испитаника.

Хипотеза 4:

Следећа претпоставка је да се пажња радника може одржавати (или чак и повећати) кроз увођење фреквентних микро-пауза. Са циљем доказивања ове претпоставке, пажња субјеката у студији биће одређивана непосредно пре и непосредно после периода микропаузе, кроз мерење амплитуде П300 компоненте.

Хипотеза 5:

Још једна претпоставка је да ниво пажње радника може бити виша, уколико су радници инструкисани са којом руком да отпочну операцију монтаже делова, упоређено са случајем када радници могу спонтано отпочети операцију било којом руком. Да би се тестирала ова хипотеза, субјекти у студији су били изложени психолошким парадигмама (симултано са операцијом монтаже делова). У првој парадигми, субјекти су могли отпочети акцију било којом руком, док су у другој експерименталној ситуацији били инструкисани да операцију започну руком која одговара смеру стрелице која се приказивала пре почетка сваке операције.

Хипотеза 6:

Последња претпоставка је да количина покрета који нису везани за одређени задатак негативно корелише са пажњом радника. Другим речима, ова хипотеза тестира да ли информација о количини покрета може да се добије у реалном времену, кроз увођење методологије која је базирана на енергији покрета. Да би се ова хипотеза тестирала, покрети тела су снимани помоћу сензора *Kinect*, одакле се може квантификовати енергија покрета, и резултати ће бити корелисани са резултатима добијених са ЕЕГ сензора.

1.6 Садржај дисертације

Поглавље 1 дискутује у кратким цртама недостатке постојећих ергономских метода за објективно одређивање радничког когнитивног стања у реалним радним окружењима. Такође, у кратким цртама су објашњене предности неуроергономских метода у односу на класичне ергономске приступе. Поменуто поглавље истиче значај објективног мерења менталног стања радника и истиче

главне научне циљеве презентоване дисертације. Даље, поглавље 1 пружа теоретску позадину и оквир истраживања заједно са основним полазним хипотезама. На послетку су укратко приказане методе коришћене током израде дисертације.

У **Поглављу 2** је приказан кратки преглед литературе из научне области ергономије. Такође су представљена четири главна домена ергономије, заједно са предностима и манама сваког домена.

Поглавље 3 је посвећено научној дисциплини неуроергономије. Дискутоване су предности и мане ове научне дисциплине у односу на ергономске методе. Како неуроергономија значајно зависи од постојећих метода које се користе у неуронауци, у овом поглављу су представљене најпопуларније методе које се користе у неуронаукама. Даље, предности и мане презентованих неуронаучних метода продискутоване су са специјалним акцентом на могућност коришћења неуронаучних метода у природним окружењима. Како је ЕЕГ у фокусу истраживања која су спровођена у циљу израде дисертације, посебна пажња посвећена је историјском развоју ЕЕГ, као и тренутним бенефитима коришћења ЕЕГ-а у реалним окружењима. Поред тога, презентована је теоретска позадина коришћења *HR* и *GSR* сензора за одређивање когнитивног стања радника. На послетку, пружен је преглед литературе који се бави мултимодалним системима који су користили горе-поменути три психофизиолошка сензора за процену менталног стања радника.

У **Поглављу 4** представљен је преглед литературе из области праћења покрета човека коришћењем *MoCap* технологије, за сврхе ергономских истраживања. Главни фокус прегледа литературе је на одскора доступним комерцијалним уређајима који користе технологију структурног осветљења, јер поменути технологија не захтева екстерне маркере за снимање покрета у реалном времену. На крају поглавља је предложено коришћење *MoCap* сензора са циљем одређивања когнитивног стања радника, а које је базирано на аутоматизованој квантификацији количине покрета који нису директно везани за задатак.

Генерална методологија која је коришћена у експерименталним студијама током израде докторске дисертације је представљена у **Поглављу 5**. Ово поглавље

почиње са уводом у имплицитну интеракцију човека и рачунара (енг. *Human-Computer Interaction – HCI*) и предлаже могућност увођења когнитивно-свесног рачунања (енг. *cognition-aware computing*) у индустријска окружења. Поред тога представљена је и реплика радног места која се користила за експериментална истраживања. Такође је представљен преглед техничких карактеристика сензора који су се користили током експерименталних истраживања и на послетку је представљена оквирна архитектура мултимодалног система за одређивање когнитивног стања радника.

Поглавља 6, 7, 8 и 9 представљају експерименталне студије које су спроведене на смеру производног инжењерства (Факултет Инжењерских Наука, Универзитета у Крагујевцу), а које су део докторске дисертације.

Експериментална студија која је истраживала да ли фреквентне микро-паузе позитивно утичу на стање пажње радника је представљена у **Поглављу 6**.

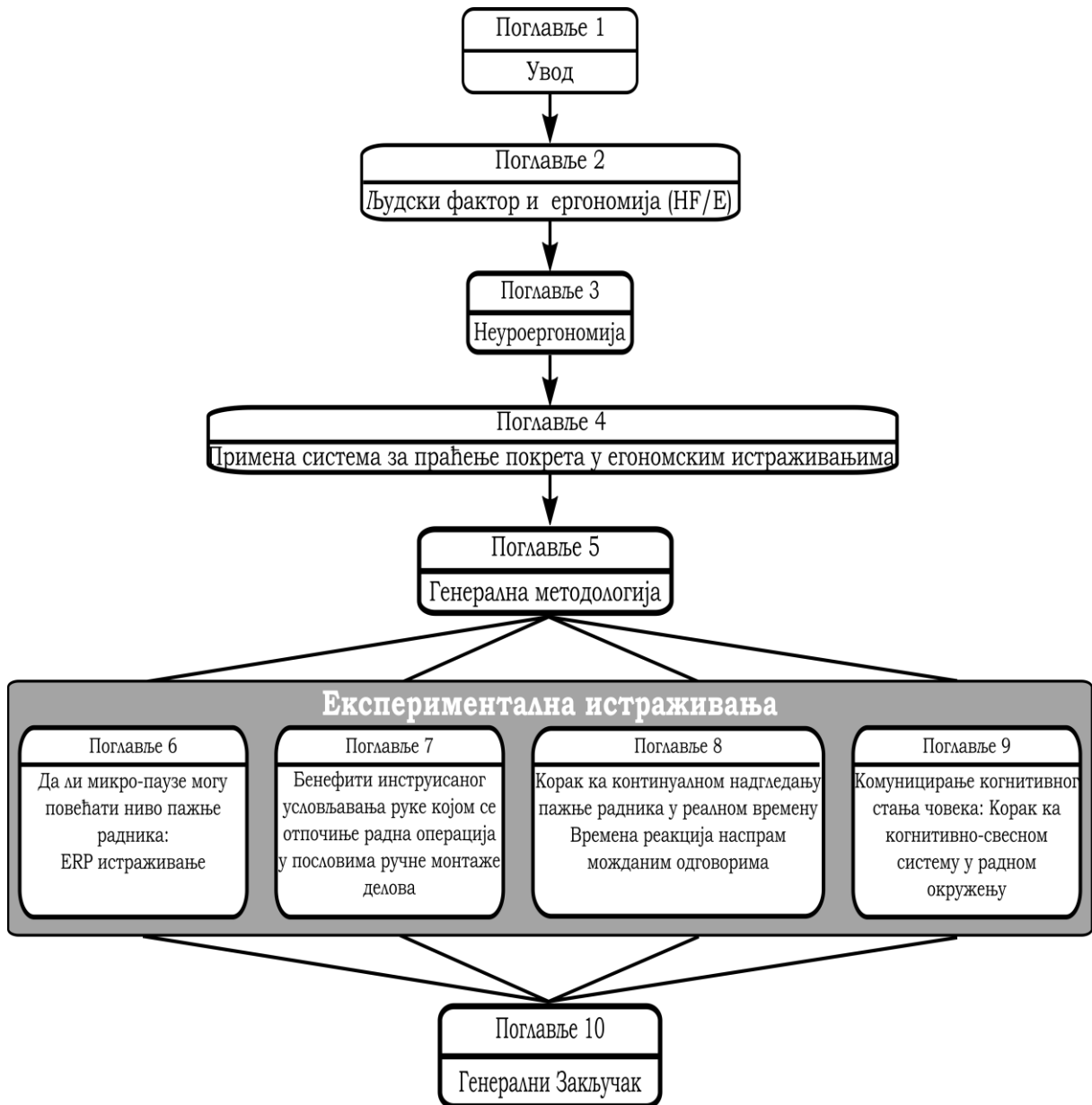
Поглавље 7 представља експериментално истраживање пажње радника у случајевима када су радници условљени са којом руком да започну операцију и у случају када могу започети операцију монтаже делова са било којом руком.

У Поглављу 8 испитивана је корелација између амплитуде П300 компоненте и времена реакција у реалном радном окружењу. Такође, у овом поглављу је представљен теоретски оквир за будући систем који би био способан за праћење пажње радника у реалном времену.

Поглавље 9 представља истраживање у којем је испитивана могућност увођења *cognition-aware computing*-а у индустријско окружење. У том циљу, синхронизовано су снимани и обрађивани модалитети ЕЕГ-а, времена реакција и покрета радника са главним циљем представљања концепта енергије покрета и истраживана је корелација између свих поменутих модалитета.

Последње, **Поглавље 10** представља генералне закључке до којих се дошло помоћу експерименталних истраживања представљених у поглављима 6, 7, 8 и 9. Такође, дате су и смернице за будућа истраживања.

Графички приказ садржаја докторске дисертације приказан је на слици 1-1.



Слика 1-1: Графички приказ дисертације по поглављима

2. Људски Фактор и Ергономија (HF/E)

Ергономија је научна дисциплина која проучава интеракцију између људи и осталих елемената у систему (Salvendy, 2012), и уколико се успешно примене ергономске методе, оне могу спречити индустријске несреће, али могу и побољшати свеукупну безбедност и здравље људских оператера у индустријским окружењима (Imada, 1990). Реч ергономија потиче из Грчког језика, од речи „Ергон“ што значи рад и речи „Номос“ која значи закон. Због тога се сматра да је ергономија наука о раду (Cañas et al., 2011; Salvendy, 2102). Поред термина ергономија се користи још и термин људски фактор и ергономија (енг. *Human Factors and Ergonomics – HF/E*, [Salvendy, 2012]), и ова два термина се сматрају синонимима.

Ергономија је независна научна дисциплина која се бави интеракцијом људи и предмета у њиховом непосредном окружењу (Salvendy, 2012). Ергономија је по природи мултидисциплинарна наука која користи и сједињује знања из разних области, које укључују инжењерство, дизајн, технологију и менаџмент компатибилности људи и технологије, док узима у обзир разноврсност природних и вештачких производа, процеса, у животним и радним окружењима (Kawrowski, 2005). Полazeћи од своје интердисциплинарне природе, тренутно нема јединствене дефиниције за област ергономије, већ се у литератури могу наћи бројне дефиниције исте научне области (Wogalter et al., 1998). Dempsey et al. (2000) су вероватно предложили најбољу дефиницију: „Ергономија представља дизајн и инжењеринг ситема човек-машина, која има за циљ побољшање људског перформанса “. Као таква, ергономија је посвећена дизајном и унапређењем постојећих радних места, радних задатака, радних окружења, производа и система, итд. Поред тога, ергономија покушава да створи компатибилност између унапређења система и потреба и лимитација људи (Salvendy, 2012).

2.1 Домени Ергономије

Поред чињенице да је област ергономије прилично свеобухватна, у ергономији се издвајају четири основна домена примене, који су круцијални за истраживање интеракције између људи и социјално-технолошких система (Stanton et al., 2004; Cañas et al., 2011), а то су: Физичка ергономија, когнитивна ергономија,

организациона ергономија и новији домен ергономије који се бави изучавањем психофизиолошких сигнала и неуроергономија.

2.1.1 Домен физичке ергономије

Употреба физичке ергономије за процену начина на који се одређени посао извршава је најчешће заступљени домен ергономских истраживања. То произилази из чињенице да је највећи број послова који се обављају у индустрији физички по природи (*Stanton et al., 2004; Vignais et al., 2013*). Из тог разлога се физичка ергономија често назива и класична ергономија. Физичка ергономија је највише оријентисана ка анатомским, антропометријским, биомеханичким и физиолошким параметрима одређеног посла (*Cañas et al., 2011*). Физичка ергономија се највише бави проучавањем положаја тела, постуралних оптерећења, руковањем материјала, репетативним пословима, мускуло-скелеталним поремећајима који су везани на начин рада (енг. *work-related musculo-skeletal disorders – MSDs*), изгледом радног места и безбедношћу радног места (*IEA, 2015*). Главни циљ физичке ергономије је да побољша мускуло-скелетално здравље на радном месту (*Vieira u Kumar, 2004*).

Изложеност факторима ризика везаних за *work-related MSDs* се углавном процењује помоћу методологија које се могу поделити у следеће групе: анкета, опсервационе методе и инструменталне методе које се такође називају директне методе (*Vignais et al., 2013; Diego-Mas u Alcaide-Marzal 2013*).

Анкете се најчешће користе да би се квантификовао дискомфорт. Главни разлог за то је што још увек не постоје методе за директно и објективно одређивање дискомфорта код човека (*Stanton, 2004*). Анкете укључују упитнике, радне дневнике и интервјуе и као такве, анкете су веома субјективне и непоуздане, јер веома зависе од интерпретације резултата и искуства експериментатора (*Vignais, 2013*).

Опсервационе методе се базирају на директном посматрању радника током обављања радне активности. Главни циљ опсервационих метода је да се процени радничко понашање и да се провери да ли су покрети које радник изводи током операција правилни и то се бележи на предефинисаним упитницима, нпр. *Rapid Upper Limb Assessment (RULA)* упитнике. Опсервационе методе се могу спровести

директно током радне операције, или се радник може снимати видео камером и истраживање се може спровести касније, поновним пуштањем видеа (*Vignais, 2013*). Предности коришћења опсервационих метода је то што се једноставно примењују и примењиве су на великом броју радних места. Међутим, проблем код коришћења ових метода је то што пружају прилично широк спектар резултата и што су добијени резултати прилично непрецизни (*Diego-Mas u Alcaide-Marzal, 2013*). Поред тога, опсервационе методе су осетљиве на *Hawthorne* ефекат, који узрокује бољи учинак радника када је радник свестан да се његов учинак директно прати од стране истраживача (*Adair, 1984*).

Инструменталне методе (или директна мерења) се углавном спроводе уз помоћ коришћења разних сензора за праћење покрета, са главним циљем да се објективно одреде параметри померања тела (или одређених делова тела) радника (*Stiefmeier et al., 2008; Diego-Mas u Alcaide-Marzal 2013*). Овакав начин мерења покрета радника је пожељан, јер су подаци који се добију са *MoCap* сензора прецизни и робусни. Међутим, поједини аутори тврде да овакав начин праћења покрета није практичан у реалним радним окружењима (*Diego-Mas u Alcaide-Marzal, 2013*). Поред тога, опрема за снимање може бити скупа и економски неоправдана (*Trask u Mathiassen, 2012*). Са друге стране, *Stiefmeier et al. (2008)* су спровели експерименталну студију у аутомобилској компанији и радници који су носили специјално дизајниране јакне, које су се састојале од мреже јефтиних сензора тзв. интерних мерних јединица (енг. *Internal Measurement Units – IMUs*), нису пријавили претерано велики дискомфорт током радне операције. Такође, са развојем технологије и развојем технологије која је базирана на структурном осветљењу (*Salvi et al., 2004*), директна мерења су постала још једноставнија, јер ове технологије не захтевају да радник носи на себи било какве екстерне маркере. Поврх тога, са изласком *Kinect*-а на тржиште, цене ових уређаја су драстично опале. Дакле, у данашње време је могуће спровести директна мерења у радном окружењу без изазивања дискомфорта код радника, а поред тога су и мерења економски исплатива (*Dutta, 2012*).

2.1.2 Домен организационе ергономије (Макроергономија)

Главни циљ организационе ергономије (такође се назива и Макроергономија) је да целокупан радни систем добро функционише (*Stanton et al., 2004; Hendrick u*

Kleiner, 2005). Организациона ергономија се бави оптимизацијом социјално-технолошких система и укључује организациону структуру, политике предузећа и процесе који се одвијају у индустрији (*IEA, 2015*). Ова грана ергономије је настала 1978. године и од тада је привукла пажњу великог броја експерата и истраживача који се баве проучавањем људских и организационих фактора (*Kleiner, 2008*).

У раним годинама ергономије, индустријске несреће су приписиване одвојено, или технолошким грешкама, или људским грешкама (*Gordon, 1996*). Међутим, несрећа која се догодила на нафтној платформи *Piper Alpha* и која је привукла пажњу великог броја експерата и истраживача, показала је зависност рада комплексног социјално-технолошких система на техничке, људске, социјалне и организационе елементе у систему (*Pate-Cornell, 1993; Gordon, 1996; Mearns et al., 2001*). Из тог разлога је ова несрећа повећала опрезност код великог броја експерата, показујући да сви поменути фактори могу допринети несрећама (независно и/или комбинованим дејством), које могу потенцијално водити до катастрофалних догађаја (*Gordon, 1996*), и према томе су посветили додатну пажњу организационим факторима у ергономији.

Организациона ергономија промовише тзв. безбедну климу (енг. *safety climate*), као један од главних предуслова за безбедно радно окружење (*Zohar, 1980; Gordon, 1996*). У једном од најутицајних радова из ове области, *Zohar (1980)* је пронашао јаку везу између посвећености менаџмента безбедности на раду и саме безбедности у индустрији, тј. посвећеност менаџмента безбедности на раду води до безбедније производње. *Zohar (1980)* је пријавио да у компанијама са ниским бројем несрећа највише руководство компаније лично и активно учествује у безбедносним активностима на свакодневnoj бази. Међутим, важна напомена је да су основни људски фактори који утичу на безбедност и даље подељени на организационе, индивидуалне и групне факторе (*Gordon, 1996*) и стога је важно проучавати интеракцију између свих поменутих фактора са циљем стварања безбедне климе у индустрији (*Bentley and Tappin, 2010*).

Један од начина примене макроергономије је да се радникови ставови и перцепција о безбедности на радном месту проучавању корисећи упитнике који су везани за безбедносна климу. Помоћу ових упитника се могу даље проценити

безбедоносна понашања радника, док се организациона безбедност може проценити кроз ревизије или анализом индустријске документације која је везана за безбедност и здравље на раду (Cooper, 2000). Међутим, као и код већине ергономских истраживања, ове методе су опет јако субјективне и непрецизне и зависе од искуства ревизора или истраживача (Parasuraman, 2003). Са циљем објективне процене фактора који утичу на когнитивна и ментална стања радника, настали су нови домени у ергономским истраживањима, који се називају когнитивна ергономија и неуроергономија.

2.1.3 Домен когнитивне ергономије

Експерти у домену когнитивне ергономије се баве изучавањем когнитивних процеса радника на радном месту, са акцентом на разумевање како разне ситуације утичу на когнитивно стање радника и како когнитивна стања радника утичу на учинак радника (Cañas et al., 2011). Когнитивна ергономија је заинтересована за менталне процесе као што су перцепција, меморија, резоновање и физичке реакције радника, јер ови процеси директно утичу на интеракцију између људи и осталих елемената у радном систему (IEA, 2015). Док се 'класична ергономија' бави утицајем радног окружења на физичко здравље запослених, когнитивна ергономија покушава да објасни како рад утиче на људски ум, као и како ум утиче на одређене радне задатке (Hollangel, 1997). У том смислу се може рећи да когнитивна ергономија представља спајање метода из 'класичне ергономије' и когнитивне психологије.

У данашње време, свеprisутна употреба аутоматизованих процеса довела је до тога да се радници све више померају од активних учесника у производњи, који обављају физичке послове, ка пасивним учесницима, који посматрају аутоматизоване системе и реагују само када настане проблем у производњи (Warm et al., 2008), и из тог разлога од радника се захтева да има способност одржавања задовољавајућег ниво пажње током дугих временских интервала (Hollangel, 1997). Због тога, уместо физичких предиспозиција, од радника се тражи да буду одговорни за планирање производње, као и да поседују способности брзог решавања проблема (Hollangel, 1997).

Истраживања везана за безбедност и здравље на раду се традиционално спроводе на два различита начина. Са једне стране, постоје пост анализе, које се

спроводе када се индустријска несрећа већ догодила, што се најчешће односи на истраживање људске грешке која је довела до несреће (*Reason, 1990*). Са друге стране, налазе се истраживања посвећена процени ризика, посебно делом који се односи на потенцијалне грешке људских оператера и тај део процене ризика се назива процена људске поузданости (енг. *Human Reliability Assessment – HRA [Hollangel, 1997]*). *HRA* представља једну од основних метода која се користи у когнитивној ергономији из разлога што је највише заинтересована за начин на који радници размишљају, за разлику од тога на који начин извршавају одређени задатак, тј. *HRA* истражује на који начин радник постиже контролу над својим послом, јер систем најчешће упада у стање губитка контроле једном када радник који управља системом изгуби контролу над радним процесом, што даље води до нежељених и опасних ситуација (*Hollangel, 1997*).

Још једна метода која се често користи у когнитивној ергономији је анализа когнитивних задатака (енг. *Cognitive Task Analysis – CTA*). *CTA* практично представља проширење традиционалних анализа задатака, са циљем да процени информације о радниковом познавању процеса и циљева одређених процеса који се налазе у основи одређеног задатка који радник треба да обавља (*Chipman et al., 2000*). *CTA* методе се углавном оријентишу ка описивању и презентацији одређених когнитивних елемената који су основа радног процеса који треба да се уради, да би се постигао главни циљ производног процеса кроз нпр. доношење критичних одлука. У основи, *CTA* користи разне анкете и опсервационе методе са циљем да забележи разна знања које експерти примењују током решавања комплексних задатака (*Clark et al., 2008*). Као такве, ове методе су углавном непоуздане и анализе се углавном спроводе само у дизајнирању одређеног радног задатка и због тога не постоји могућност да се поменуте методе примене у реалном времену.

2.1.4 Домен психофизиологије и неуроергономије

Главни недостатак претходно поменутих домена ергономије је то што су све анализе радниковог когнитивног стања углавном квалитативне по природи. Поред тога, користе се методе посматрања радника током радних операције и анализа добијених података се углавном спроводи у пост анализи, јер не постоји могућност да се подаци сниме и обраде у реалном времену. Са циљем да се

првазиђу ова ограничења, ергономија је усвојила употребу психофизиолошких сензора, који су до тада били углавном коришћени у медицинске сврхе (Stanton, 2004). Andreassi (2013) је предложио следећу дефиницију психофизиологије: “Психофизиологија је дефинисана као наука која изучава везу између психолошких манипулација и одговарајућих психофизиолошких одговора, који се мере на живим организмима, са циљем разумевања менталних и телесних процеса“.

Психофизиолошке методе се могу поделити на оне које посматрају активност аутономног нервног система (АНС), и оне које су способне да снимају и посматрају активности централног нервног система (ЦНС). Прва група се састоји од мерења галванског одзива коже (енг. *galvanic skin response – GSR*), мерења варијабилности рада срца (енг. *heart rate variability – HRV*), итд. Док у другу групу спадају методе претежно из области неуронаука, као што су ЕЕГ, функционална магнетна резонанца (енг. *functional Magnetic Resonance Imaging– fMRI*), итд. Главна разлика између АНС и ЦНС је та што процеси који се дешавају у АНС не могу директно да се контролишу од стране људи (Janig, 1989), док је ЦНС везан за бихејвиоралне акције људи, тако да се може рећи да одређени део ЦНС-а може да буде под вољном контролом људи (Cacioppo et al., 2007).

Један од главних разлога за примену психофизиолошких мерења у ергономским истраживањима је тај да се побољша дизајн система у односу на ефикасност самог система, као и да се побољша безбедност и здравље радника (Trimel et al., 2009). Предности психофизиолошких метода, у поређењу са претходно поменутиим доменима ергономије, су двоструке: психофизиолошке методе пружају могућност објективног одређивања когнитивног стања човека; и психофизиолошки сигнали могу бити снимљени и обрађени у реалном времену (Trimmel et al., 2009). Поред тога, психофизиолошка мерења омогућују детектовање скривених (когнитивних) реакција на радно окружење, која није могуће уочити са осталим ергономским доменима (Parasuraman, 2003) и стога дозвољава холистички приступ евалуације одређеног дизајна радног места (Trimmel u Poelzl, 2006).

Не тако давно, настао је још један правац у ергономији, који је углавном заинтересован за изучавање активности ЦНС-а током радних операција, тј.

главни циљ је истраживање како мозак спроводи свакодневне задатке у комплексним радним окружењима (*Mehta u Parasuraman, 2013a*). Овај нови правац је назван неуроергономија (*Mehta u Parasuraman, 2013a*). Предности коришћења неуроергономских метода је то што оне пружају могућност истраживања можданих функција и тако пружају могућност да се директно повеже динамика мождане активности са осталим бихејвиоралним одговорима током рада (*Parasuraman, 2003*).

Главни фокус ове дисертације је на неуроергономским истраживањима, која су спроведена коришћењем бежичне ЕЕГ технологије, за истраживање динамике мождане активности током симулиране операције монтаже механичких делова. Поред тога, мултимодално снимање мождане активности и психофизиолошких сигнала АНС-а је предложен ради бољег разумевања везе између АНС и ЦНС током раних операција. На крају, сензори за праћење покрета су такође коришћени, са главним циљем да се повежу бихејвиорални модалитети са физиолошким сигнаlima, о чему ће бити речи у наредним поглављима.

3. Неуроергономија

Parasuraman (2003) је указао на важност истраживања процеса у људском мозгу у току извршавања свакодневних комплексних радних задака у радном окружењу, кроз нови правац у ергономским истраживањима. Званичан 'проглас' неуроергономије се догодио 2003. године, када је издавачка кућа *Taylor & Francis group* објавила специјално издање „*Theoretical Issues in Ergonomics Science*“, које је потпуно било посвећено неуроергономији. Научни радови који су објављени у поменутом издању су углавном дискутовали ову новонасталу научну дисциплину ергономије. Иако су *Parasuraman* и *Wilson (2008)* скромно констатовали да неуроергономија не треба да се посматра као револуционарна грана науке, већ само као још један корак у ергономским истраживањима, све веће истраживачко тело неуроергономије је глатко одбацило ову изјаву. То се углавном догодило због чињенице да је напредак технологије олакшало примену неуроергономских истраживања, и данас, само тринаест година од њеног настанка, неуроергономија је постала један од главних правца у ергономским истраживањима.

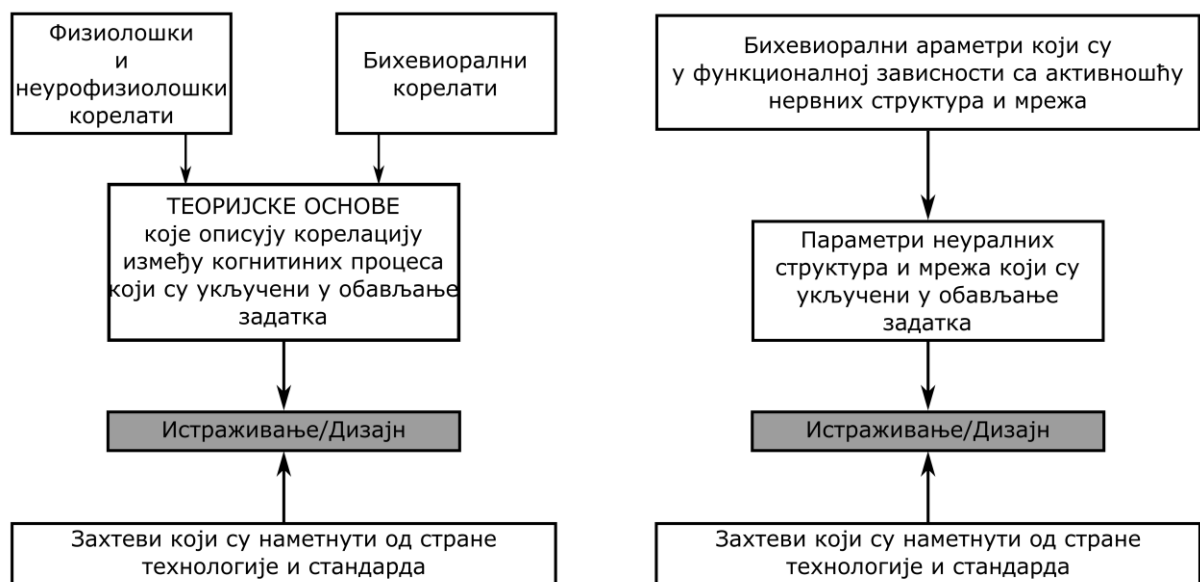
Неуроергономија је дефинисана као научна дисциплина која се бави истраживањем процеса који се одвијају у људском мозгу, а који су везани за перформанс на радном месту и у осталим природним окружењима (*Parasuraman, 2003; Parasuraman and Rizzo, 2006; Parasuraman, 2011; Mehta and Parasuraman 2013a*). Неуроергономија је интердисциплинарна грана науке која интегрише научне дисциплине ергономије и неуронаке, све док покушава да искористи бенефите од обе научне дисциплине (*Parasuraman and Rizzo, 2006*). Главни циљ неуроергономије није само изучавање динамике мождане активности, које спада у домен неуронауке, већ стављање мождане активности у контекст људске когниције и понашања на послу, као и у остале свакодневне оквире (*Parasuraman and Rizzo, 2006*). Поврх тога, неуроергономија је заинтересована и за неуралне базе физичких покрета, из разлога што људски мозак размењује информације са околином посредством физичког тела, нпр. Хватање, померање објеката, итд. (*Parasuraman and Rizzo, 2006*).

Ергономија је кроз своју историју прилично игнорисала неуронауку и налазе који се односе на мождане механизме који се даље односе на перцепцију, когницију

и моторне процесе (*Parasuraman, 2003*). Та чињеница и није толико изненађујућа ако се узме у обзир да ергономија има своје корене у психологији четрдесетих година прошлог века, која се највише ослањала на бихејвиоралне налазе који су се углавном односили на упрошћено посматрање човековог одговора на одређени стимулус (енг. *stimulus-response; S-R*). Поред тога, ергономија је била дуго времена била условљена бихевијоралном психологијом, јер је прелаз између бихејвиоралне и когнитивне ергономије трајао дуго времена у самој научној дисциплини психологије. Међутим, у скорије време је ергономија почела да користи методологије из когнитивне психологије, али и даље је неуронаука остала по страни (*Parasuraman, 2003*). Један од главних разлога за такво занемаривање неуронаука од стране ергономије је тај што је ергономија заинтересована за процену широких психолошких конструката, за које неуронаука и даље не може да понуди прецизно мапирање у неуралним структурама (*Sarter and Sarter, 2003*). Из тог разлога, проналажење 'обимних' когнитивних конструкција и даље представља један од главних изазова за научну дисциплину неуроергономије.

И поред тога, из перспективе класичне неуроергономије, когнитивне функције су углавном описане кроз корелацију разних теоретских конструкција које покушавају да опишу одређени когнитивни контекст (*Hancock and Szalma, 2003*). Такви налази се даље користе као допуна за разне процесе ергономских истраживања и дизајна радних места (*Fafrowicz and Marek, 2007*). Са друге стране, неуроергономија захтева елиминацију таквих теоретских конструкција из истраживања и дизајнирања процеса, док је њен главни фокус истраживање неуралних система који су укључени у извршавање одређених радних задатака. Другим речима, неуроергономија тежи истраживању лимита ефикасности нервног система током извршавања одређених задатака (*Farowicz and Marek, 2007*). Како тврде *Farowicz and Marek (2007)*, у класичној ергономији су менталне, когнитивне и емоционалне функције посматране кроз теоретске оквире, који су дефинисани од стране психолога, и сва истраживања су усмерена на проучавање корелације између бихевиоралних и хипотетичких когнитивних процеса. Међутим, из перспективе неуроергономије, функције прикривених неуралних структура су главни субјекат истраживања и баш оне постају почетна тачка истраживања (*Fafrowicz and Marek, 2007*). Слика 3-1 графички приказује главне разлике између класичног ергономског и неуроергономског приступа.

Неуроергономија има два кључна циља, док покушава да повеже мождану динамику са све већим напретком технологије на радним местима, а то су: (1) примена досадашњих и нових сазнања о људским перформансима и можданим функцијама на радном месту, са циљем дизајнирања и оптимизације радних места и са крајњим циљем креирања безбедних радних места; и (2) да стекне неопходна сазнања о томе како мозак функционише у односу на радне задатке и у реалним радним окружењима (Parasuraman, 2003). Да би постигла ове циљеве, неуроергономија обогаћује постојећа знања из ергономије тако што пружа могућност одређивања прецизних аналитичких параметара о функционисању мозга и понашања радника у природним окружењима (Parasuraman 2011; Mehta and Parasuraman 2013a), на бољи начин од коришћења разних анкета и упитника да би се одредио степен људског учинка на послу (Parasuraman, 2003; Parasuraman and Rizzo, 2006). Коначно, разумевање функционисања мозга у оваквим окружењима може довести до побољшања постојећег дизајна индустријских процеса и до стварања безбеднијих и ефективнијих радних услова (Parasuraman, 2003), последично побољшавајући свеукупно радно окружење у односу на људске оператере.



Слика 3-1: а) Традиционални приступ у ергономији и б) неуроергономски приступ истраживања и дизајна у ергономији (Слика преузета из: Fafrowicz and Marek, 2007)

Неуроергономија је до сада постигла значајан успех у евалуацији интеракције можданих активности са модерним аутоматизованим системима, кроз истраживање менталног оптерећења, паралелних задатака (*Ayaz et al., 2013*) и оператерове будности (*Warm et al., 2008*). Поред тога, неуроергономија је отишла корак даље са развојем савремених неуро-адаптивних система који олакшавају заједничку интеракцију између аутоматизованих система и људских оператера, у смислу да обоје радник и систем могу започети промену у степену аутоматизације процеса када је та промена неопходна (*Scerbo 2006; Mehta and Parasuraman, 2013a*). Са једне стране, овакав фокус истраживања је разумљив јер индустрија током последњих пар деценија покушава да достигне тзв. *'lights-out manufacturing concept'*, тј. да аутоматизује што је могуће више производних процеса на тај начин да фабрика може да одржава производњу без директног присуства оператера (*Tompkins et al., 2010*). У том случају, радникова есенцијална улога је у супервизији аутоматизованих система (*Sheridan and Parasuraman, 2005*), јер би оператор био одговоран само за контролу аутоматизованог процеса производње (*Warm et al., 2008*). Међутим, важна напомена је да, иако аутоматизација постаје свеprisутна у индустрији и свакодневном животу (*Parasuraman et al., 2008*), *'lights-out'* концепт је и даље футуристичан и индустрији су и даље потребни људски оператери за мануелне операције у производним процесима. То је посебно изражено у пословима монтаже делова где је, неретко, аутоматизација процеса економски неисплатива (*Tang et al., 2003*).

Из горе поменутих разлога је евидентно да би неуроергономска истраживања требало да посвете додатну пажњу 'традиционалним' радним местима, кроз истовремено истраживање физичког и когнитивног рада. Такав приступ је нажалост примио много мање пажње од експерата из области неуроергономије (за преглед литературе погледати *Mehta and Parasuraman, 2013a*). На пример, у производњи аутомобила (или делова аутомобила) већина процеса је аутоматизована, али људски оператери играју кључну у финалном склапању ентеријера аутомобила, у тзв. финалној монтажи (*Michalos et al., 2010a*). Ручна монтажа делова често захтева велики број понављања процеса и самим тим је прилично монотона и често води до великог менталног замора и поспаности радника (*Spath et al., 2012*). За узврат, радници имају потешкоће у одржавању

пажње на таквим радним местима током задатка и због тога је повећан ризик од повреда на раду, уништавања материјала, па чак и индустријских несрећа (Kletz, 2001). Из тог разлога би упошљавање метода из неуронаука било корисно, да би се могло разумети на који начин мозак процесира разне стимулације (и надражаје) које се дешавају током обављања радне активности. Применом неуроергономије на оваквим радним местима било би могуће дизајнирати радне задатке на тај начин да се обезбеди и одржи жељена пажња радника, и на тај начин би се могле избећи потенцијално опасне ситуације.

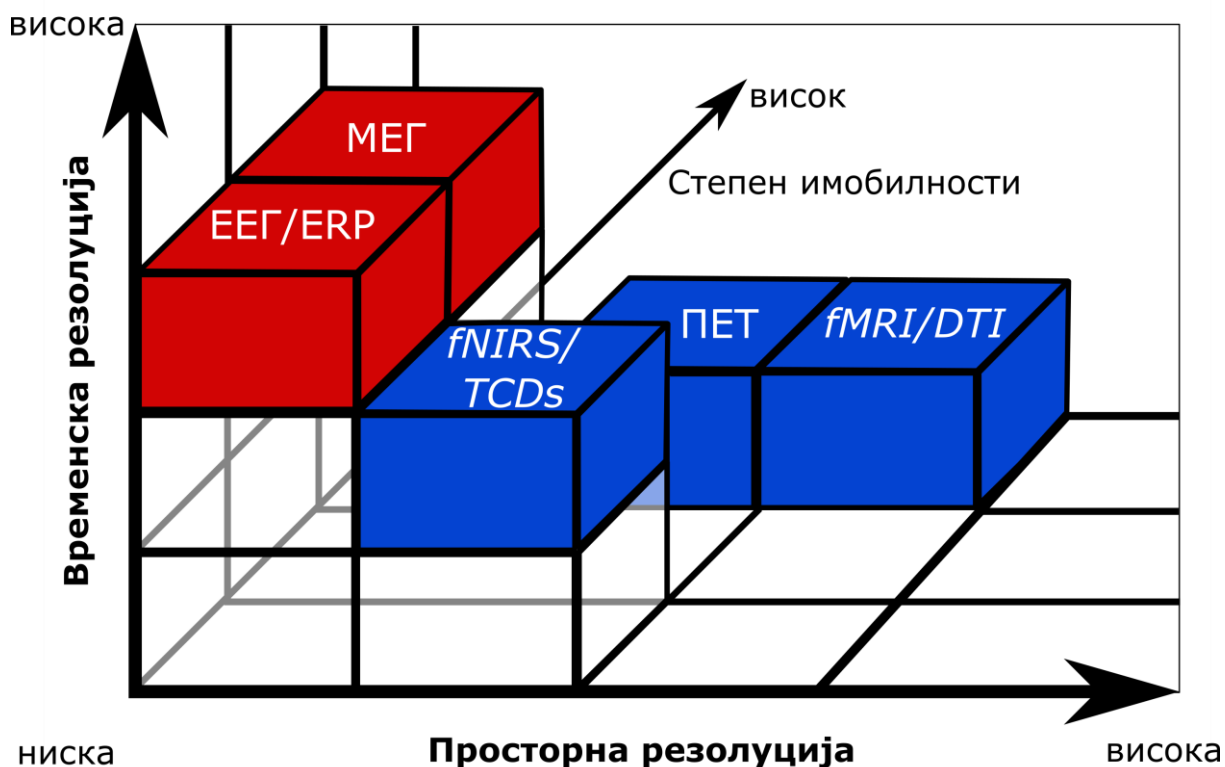
3.1 Неуронаучне технике у неуроергонмији

Mehta u Parasuraman (2013a) су објавили обиман преглед литературе који се односи на неуронаучне технике које су применљиве у неуроергономији. Неуронаучн технике се грубо могу поделити у две различите групе, зависно од механизма снимања (Слика 2-2): прва група се састоји од техника за снимање индиректних метаболичних индикатора неуралне активности (хеמודинамичке технике); другој групи припадају технике које примењују директна мерења мождане активности и оне су базирани на електро-магнетским техникама (*Mehta and Parasuraman, 2013a*). Првој групи припадају методе као што су *fMRI*, позитронска емисиона томографија (ПЕТ), функционална близу инфрацрвена спектроскопија (енг. *functional Near Infrared Spectroscopy – fNIRS*), итд. Са друге стране ЕЕГ и одатле извучени *ERP*-ови припадају неуронаучним техникама које директно мере мождану активност (*Gramann et al., 2011; Mehta and Parasuraman, 2013a*).

Главна разлика између неуронауке и неуроергономије је је та што неуроергономија тежи истраживању можданих функција у односу на посао и из тог разлога, када се одлучује која неуронаучна метода ће се користити за неуроергономско истраживање, три важне карактеристике неуронаучних метода су од највећег значаја:

- (1) - Временска резолуција,
- (2) - Просторна резолуција, и
- (3) - Степен мобилности уређаја за снимање

Временска и просторна резолуција представљају способност уређаја за снимање да разликује две тачке податак у времену и простору (Slavin and Bluemke, 2005), док се степен мобилности уређаја за снимање односи на габаритне мере самог уређаја за снимање и способност уређаја да снима у природним окружењима. Слика 3-2 представља графичко упоређивање неуронаучних метода које су најчешће у употреби у неуроергономским истраживањима. Ове методе су такође сажете у табели 3-1 (Mehta и Parasuraman, 2013a).



Слика 3-2: Упоређивање неуронаучних метода које се користе у неуроергономији. Методе за директно посматрање мождане активности су представљене у црвеној боји, док су методе које мере индиректне метаболичке процесе приказане у плавој боји. ЕЕГ – Електроенцефалографија; ЕРП – Догађајем изазвани потенцијали; МЕГ – Магнетоенцефалографија; ПЕТ- Позитронска емисиона томорафија; fNIRS – functional Near Infrared Spectroscopy; fMRI – functional Magnetic Resonance Imaging; DTI – Diffusion Tensor Imaging (Слика преузета из Mehta and Parasuraman, 2013a).

3.2 Хемодинамичке неуронаучне технике које се примењују у неуроергономији

3.2.1 Функционална магнетна резонанца (fMRI) и позитронска емисиона томографија (ПЕТ)

fMRI и ПЕТ припадају техникама које мере церебралну хемодинамику, која може да пружи информацију о извору локација различитих патерна неуралних активациа, које су даље повезане са когнитивним, моторним и емоционалним функцијама (Mehta and Parasuraman, 2013a). *fMRI* може на неинвазивни начин одредити релативне промене у церебралној оксидацији, док субјекат учествује у одређеном когнитивном задатку (Parasuraman and Rizzo, 2006). Принцип рада *fMRI* је пружен од стране Calhoun (2006) и овде ће бити укратко сажето. *fMRI* се ослања на чињеницу да је оксидована крв другачије намагнетисана у односу на дезоксидовану крв у околним ткивима. Оваква разлика у оксидацији крви проузрокује варијације у сигналу магнетне резонанце. Када један регион мозга има већу неуралну активност, могуће је приметити мало снижавање локалне оксидације, који је праћем одговором церебро-васкуларног система који повећава проток оксидисане крви у тај регион мозга са циљем да поврати ниво оксидације крви на нормалу. Међутим, у овом тренутку снабдевање тог региона мозга са оксидисаном крвљу прелази неуралне захтеве и због тога је поремећен однос оксидованене и деоксидоване крви. *fMRI* поседује могућност снимања ове зависности количине крви и оксидације по регионима мозга (енг. *blood oxygen level-dependent – BOLD*), и то се назива *BOLD* сигнал. *BOLD* сигнал се даље користи да се повежу неурални одговори са учинком на когнитивним задацима, који се мери и упоређује са сигнаlima који се добијају у стању мировања или са другим когнитивним задатком који се разликује у когнитивним захтевима (Calhoun, 2006). Са друге стране, ПЕТ користи радиоактивне трагаче, који се убризгају у тело субјекта, са циљем мерења зависности протока крви која је у вези са неуралним одговорима на одређени екстерни стимулус (Mehta u Parasuraman, 2013a).

fMRI и ПЕТ поседују веома велику просторну резолуцију, која омогућује научницима да лоцирају који се део мозга активира при специфичном когнитивном задатку (Mijović et al., 2012). Из тог разлога су обе методе биле до

сада успешно коришћене и имале су веома важан значај за унапређење знања о функционисању мозга и неуралним механизмима током релативно једноставних статичких когнитивних и моторних задатака (*Mehta and Parasuraman, 2013a; Gramann et al., 2014*).

Табела 3-1: Списак неуронаучних метода које су примењиве у неуроергономији (преузето из *Mehta and Parasuraman 2013a*).

Метода	Скраћеница	Мери/ Стимулаше	Мобилност	Цена	Просторна резолюција	Временска Резолуција
Магнетна резонанца	<i>MRI</i>	Запремину сиве масе	Нема	Висока	Висока	Нема
Позитронска емисиона томографија	ПЕТ	Проток крви и конзумација кисеоника од стране глукозе	Нема	Висока	Висока	Нема
Дифузиона церебрографија	<i>DTI</i>	Интегритет беле масе	Нема	Висока	Висока	Нема
Функционална магнетна резонанца	<i>fMRI</i>	Релативну оксидацију крви	Нема	Висока	Висока	Ниска
Функционална близу инфрацрвена спектроскопија	<i>fNIRS</i>	Оксидовани и деоксидовани хемоглобин	Висока	Ниска	Средња	Ниска
Транскранијална Доплерова сонографија	<i>TCDS</i>	Брзину протока крви у мозгу	Средња	Ниска	Ниска	Ниска
Електроенцефалографија	ЕЕГ	Сумирану постсинаптичк у електричну активност мозга	Висока	Ниска	Ниска	Висока
Догађајем изазвани потенцијали	<i>ERP</i>	Догађајем изазване електричне активности мозга	Висока	Ниска	Ниска	Висока
Транскранијална магнетна стимулација	<i>TMS</i>	Активацију или инхибицију мозга	Мала	Средња	Висока	Висока
Транскранијална стимулација директном струјом	<i>tDCS</i>	Активацију или инхибицију мозга	Мала	Веома мала	Ниска	Ниска

Ове методе су ећ биле успешно примењене за истраживање мождане динамике током задатака возње у симулатору (*Calhoun, 2006*), у аеро сектору (*Cause et al., 2013*), итд. Међутим, заједничка мана *fMRI* и ПЕТ-а је та што ове технике снимања имају јако слабу временску резолуцију и то је углавном приписано томе што су хемодинамички одговори веома спори јер је за добијање сваке ехо-планарне слике потребно до неколико секунди (*Mijović et al., 2012*). Једна од

могућности повећања укупне просторно-временске резолуције је мултимодално снимање *fMRI* и ПЕТ са ЕЕГ-ом и таква снимања су се већ показала могућим и успешним (*Mijović et al., 2012; Mijović et al., 2013*). Иако је оваква интервенција повећала прецизност оваквих система, једно ограничење које остаје за примену у реалним окружењима је то што оба скенера захтевају да субјекти леже унутар бучних скенера (*Mehta and Parasuraman, 2013a*). Први проблем који се јавља код оваквих снимања је тај што је хемодинамички проток крви у лежећем положају другачији у односу на проток који се постиже у стојећем или седећем положају (*Raz et al., 2005*). Поред тога, су и димензије опреме за снимање велике, што лимитира даљу употребу поменутих скенера у природним окружењима и онемогућује синхронизована снимања можданих функција док је човек у покрету (*Maekig et al., 2009*). На крају је важно напоменути и да предпоставка да је мождана актиност иста у статичним положајима унутар скенера и кад субјекат може нормално да се креће у природним окружењима, једноставно није тачна (*Gramann et al., 2011*).

3.2.2 Функционална близу инфрацрвена спектроскопија (*fNIRS*)

Због претходно наведених ограничења *fMRI* и ПЕТ-а, научници из области неуроергономије су усвојили технике из неуронаука које пружају већу мобилност, јер се на тај начин могу снимати мождане активности у реалним окружењима (*Mehta and Parasuraman, 2013a; Gramann et al., 2011; Gramann et al., 2014*). Тако се из групе неуроначних техника које мере мождану хемодинамичност издвојио *fNIRS* јер је екстремно мобилан и прилично економичан систем (*Ayaz et al., 2010; Ayaz et al., 2012; Mehta and Parasuraman 2013b*).

fNIRS је релативно нова технологија која се користи у функционалним неуроначним истраживањима. *fNIRS* ради по сличном принципу као *fMRI* и ПЕТ, са тим што поседује знатно слабију просторну резолуцију (*Mehta and Parasuraman, 2013b*). *fNIRS* је неинвазивна неуроначна техника, која користи специфичне светлосне таласне дужине којима се продире кроз лобању човека са циљем омогућавања снимања промена релативног односа оксидованог и деоксидованог хемоглобина у капиларима током одређене мождане активности (*Izzetoglu et al., 2005*). Оксидована и деоксидована крв се могу разликовати по њиховим оптичким карактеристикама, што омогућава *fNIRS*-у да одреди ниво

ових параметара у зависности од мождане активности. Главна предност *fNIRS*-а у односу на *fMRI* и ПЕТ је то што је портабилан уређај који се може поставити на субјектову главу (*Gramann et al., 2011*), тако да се може користити и у статичким и динамичким условима током одређених моторних и когнитивних задатака (*Izzetoglu et al., 2005; Perrey, 2008; Gramann et al., 2011*).

fNIRS снимања су до сада била успешно примењена за објективно мерење менталног напора код контролора лета (*Ayaz et al., 2011; Ayaz et al., 2012*), за изучавање просторне оријентације (*Ayaz et al., 2011*), код истраживања менталног замора (*Mehta and Parasuraman, 2013b*), пажње (*Li et al., 2009*), код двоструких послова (*Ayaz, 2013*) и осталим неуроергономским истраживањима. Међутим једна од највећих мана код примене *fNIRS*-а је то што је снимање углавном ограничено само на префронтални кортекс. Стога се поставља питање да ли снимање само једног региона мозга може да пружи комплетну слику о можданој динамици целог мозга (*Derosiere et al., 2013*). Пред тога, још једно важно ограничење је то што поседује лошу временску резолуцију, из истих разлога као и претходне две технике које се баве изучавањем хемодинамичке активности у мозгу (*Gramann et al., 2011; Irani et al., 2007*), и из тог разлога *fNIRS* није у могућности да изучава мождану динамику током циљно оријентисаних покрета и брзих когнитивних процеса (*Gramann et al., 2011*).

По препоруци *Gramann et al. (2011)*, за истраживање когнитивних процеса, који се одвијају у реду величина неколико милисекунди, неуроначна техника која се користи мора имати јако добру временску резолуцију и стога би требало да долази из фамилије техника који имају могућност директног снимања активности неурона у мозгу. Две најраспрострањеније методе које се користе у данашњици су ЕЕГ и магнетоенцефалографија (МЕГ). Међутим, како МЕГ поседује велике габаритне димензије, ЕЕГ остаје као једина комфорна и прецизна техника за снимање мождане активности у неуроергономији (*Mehta and Parasuraman, 2013a; Gramann et al., 2011*).

3.3 Електроенцефалографија (ЕЕГ)

Први људски ЕЕГ сигнал је снимљен од стране немачког научника *Berger*-а у 1929. години (*Sanei and Chambers, 2013*). *Berger* је поставио једну ЕЕГ електроду

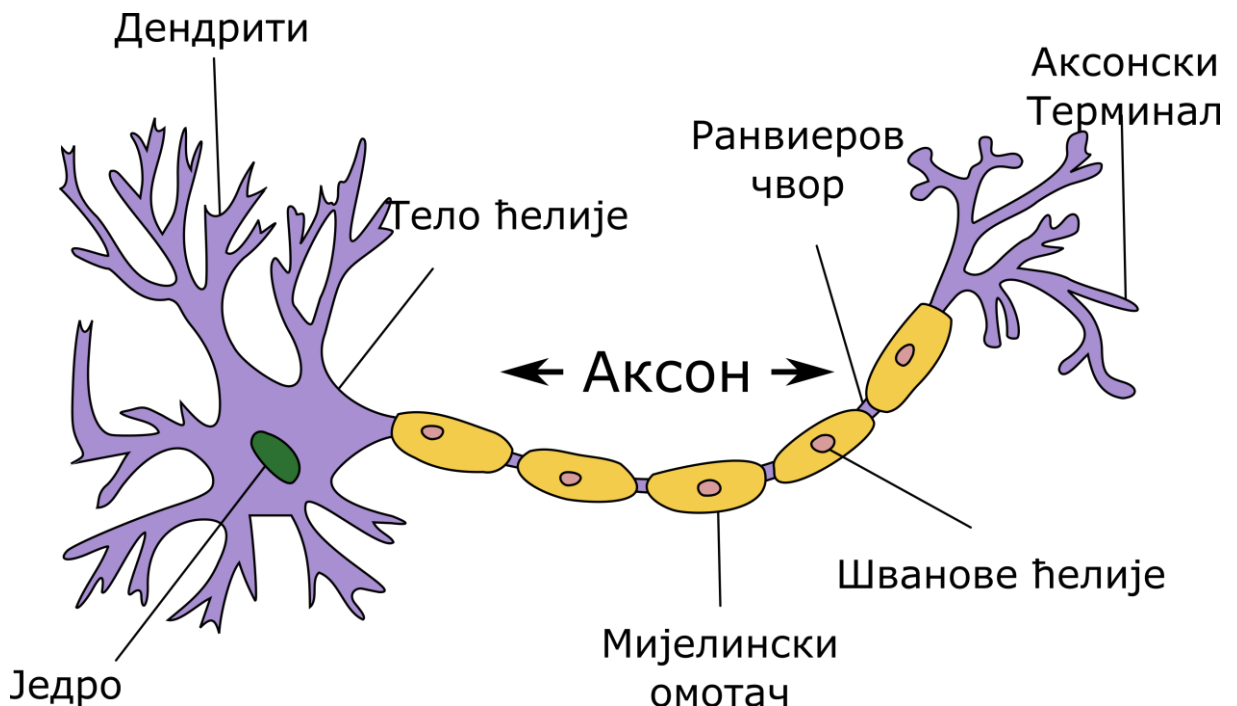
на чело испитаника и другу электроду на оксипитални део главе и на тај начин је снимио ритмичку мождану активност, која је имала фреквенцију око 10 херца, што је данас познато као алфа (α) талас (Pizzagalli, 2007). Berger је даље предпоставио да периодичне се флукуације електричне активности мозга могу довести у везу са одређеним менталним процесима, нпр. Узбуђеношћу, меморијом итд. (Pizzagalli, 2007). Од тада је ЕЕГ свеprisутно коришћен за мерење електричне активности мозга и у данашње време је ЕЕГ препознат као најчешће коришћени алат у клиничким и експерименталним неуроначним истраживањима, као и у неуроергономским истраживањима (Gevins and Smith, 2006).

3.3.1 Електрична активност мозга

У овој Секцији ће бити предочен преглед литературе из области електричне активности мозга, који је углавном базиран на следећим објављеним научним радовима (Pizzagalli, 2007; De Vos, 2009; Vanderperren, 2011; Sanei and Chambers, 2013).

Неурон који се састоји од тела ћелије, дендрита и аксона представља ћелију која може бити електрично побуђена и која може преносити одређене информације помоћу електричних и хемијских сигнала (Слика 2-3). Неурони су електрично поларизовани на тај начин да им је унутрашњост негативно наелектрисана у односу на спољашњост ћелије. Главни разлог за такво наелектрисање је неравномерна дистрибуција натријума (Na^+), калијума (K^+) и негативно наелектрисаних јона хлора (Cl^-) кроз ћелијску мембрану. Разлика потенцијала која се јавља при овако неравномерној дистрибуцији поменутих елемента износи око -70 мили-волта (mV). Током интеракције између неурона, ове ћелије одају хемикалије које су познате под називом неуротрансмитери, преко синаптичких терминала. Неуротрансмитери практично путују од пре- до пост-синаптичког терминала и на тај начин ремете потенцијал мировања, који се такође назива постсинаптички потенцијал, за неколико микроволти и у трајању од око 10 милисекунди (ms). Како се сваки неурон састоје од много синапси које су даље повезане са великим бројем неурона, стварни потенцијал мембране ћелије се добија помоћу просторне и/или временске сумације постсинаптичких потенцијала. У овом тренутку су могуће деполаризације (смањење негативности)

и хиперполаризација (повећање негативности) потенцијала. Деполаризација неуронских ћелија изнад критичног нивоа генерише такозвани акциони потенцијал, који пропагира дуж аксона и једном када акциони потенцијал стигне до синапсе он испушта неуротрансмитере са циљем да комуницира са следећим сетом неурона. Међутим, како је хиперполаризација такође могућа, постоје две различите групе постсинаптичких потенцијала: једна група која се деполаризује и на тај начин доводи до стварања акционог потенцијала; и друга група која води до потискавања акционих потенцијала.



Слика 3-3. Структура неурона (Преузето са: [https://en.wikipedia.org/wiki/Soma_\(biology\)](https://en.wikipedia.org/wiki/Soma_(biology)))

3.3.2 Мерење ЕЕГ сигнала

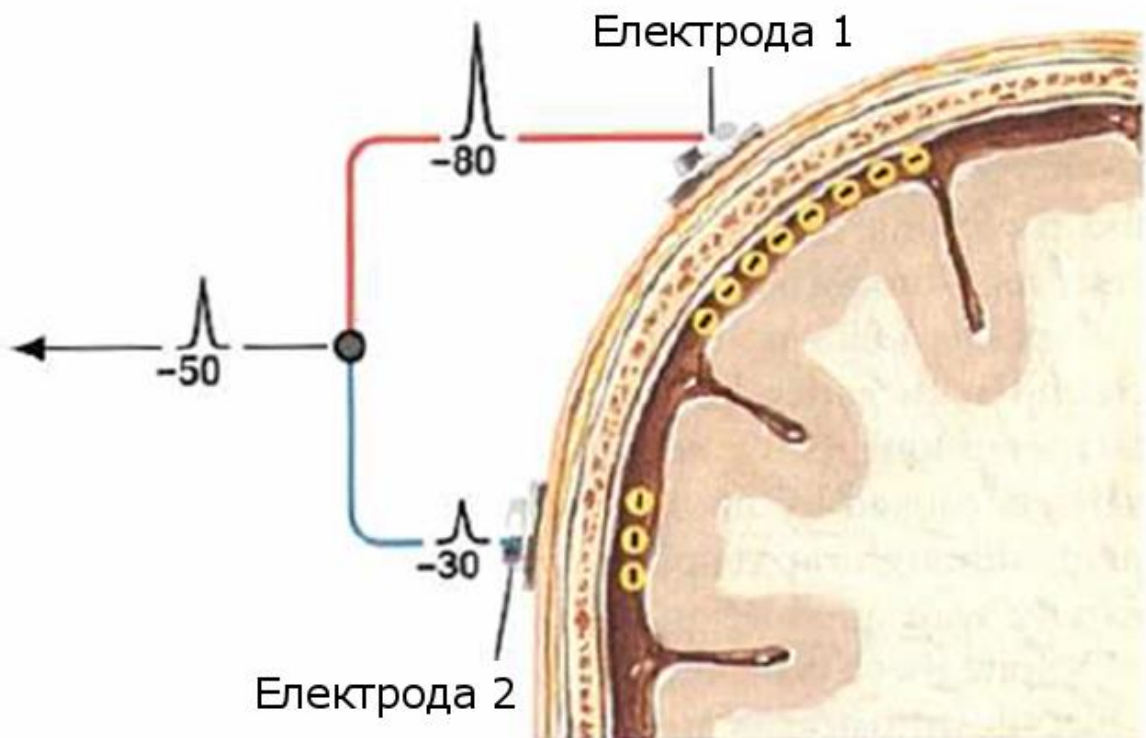
ЕЕГ сигнали мере генерацију струје која се ствара током синаптичке побуде дендрита бројних пирамидалних неурона који се налазе у церебралној кори (Sanei and Chambers, 2013). Другим речима, ЕЕГ може да мери пост-синаптичку активност у мозгу. Једном када се неурони активирају, стварају се синаптичке

струје унутар дендрита које даље генеришу магнетско поље које се може измерити помоћу електромиограма (ЕМГ), док се секундарно електрично поље које се јавља преко лобање, може измерити помоћу ЕЕГ-а (*Sanei and Chambers, 2013*). Другим речима, неурони поседују специфичне електронске особине које проузрокују да њихова активност производи електрично поље (*Vanderperren, 2011*). На тај начин произведена електрична поља се могу снимити са малих раздаљина од извора (локални потенцијали), са великих даљина од извора помоћу електрокортикограма (ЕКоГ) или са површине људске лобање помоћу ЕЕГ-а.

ЕЕГ мери електричну размену између неурона у функцији времена (*De Vos, 2009*). Међутим, промене у промени потенцијала се могу измерити само ако се велики број неурона синхронизовано деполаризује или хиперполаризује и због тога се верује да уствари синхроно испаљивање великог броја пирамидалних неурона у кортексту генерише ЕЕГ сигнал, јер се на тај начин ови неурони поравнавају и између себе појачавају екстрацелуларна поља. То даље доводи до сумације електричне активности која збирно делује у простору изван ћелија неурона (*De Vos, 2009; Vanderperren, 2011*). Иако је јачина струје умањена јер сигнали пролазе кроз мождане опне и лобању, она се и даље може детектовати, јер збир истовремено активних неуронских потенцијала износи између 10 и 150 микроволта (μV). Ови сигнали се дакле могу мерити постављањем најмање две електроде на површину лобање и то практично представља мерење ЕЕГ сигнала (Слика 2-4; *De Vos, 2009; Vanderperren 2011; Sanei and Chambers, 2013*).

Иако је *Berger* изумео ЕЕГ систем који се састојао од две електроде, у данашње време су ти системи доста напредовали и постоји генерална препорука да би ЕЕГ систем требало да се састоји од минимум 24 електроде (*Nuwer et al., 1998*). Како је локализација специфичних можданих активности од велике важности, такође постоји генерална препорука да би поставка електрода требало да прати интернационални 10-20 систем (*Nuwer et al., 1998*). Систем 10-20 предлаже да се поставка електрода базира на пресецима на 10 или 20% интервала раздаљине од специфичних анатомских положаја на глави (Слика 2-5). У 10-20 систему се позиције електрида одређују помоћу комбинације једног или два слова и/или бројевима. Прво слово у називу положаја електроде одговара одређеном региону лобање на којем је електрода позиционирана. На тај начин, велико латинично слово *F* представља фронтални део главе, *T* представља темпорални предео, *O*

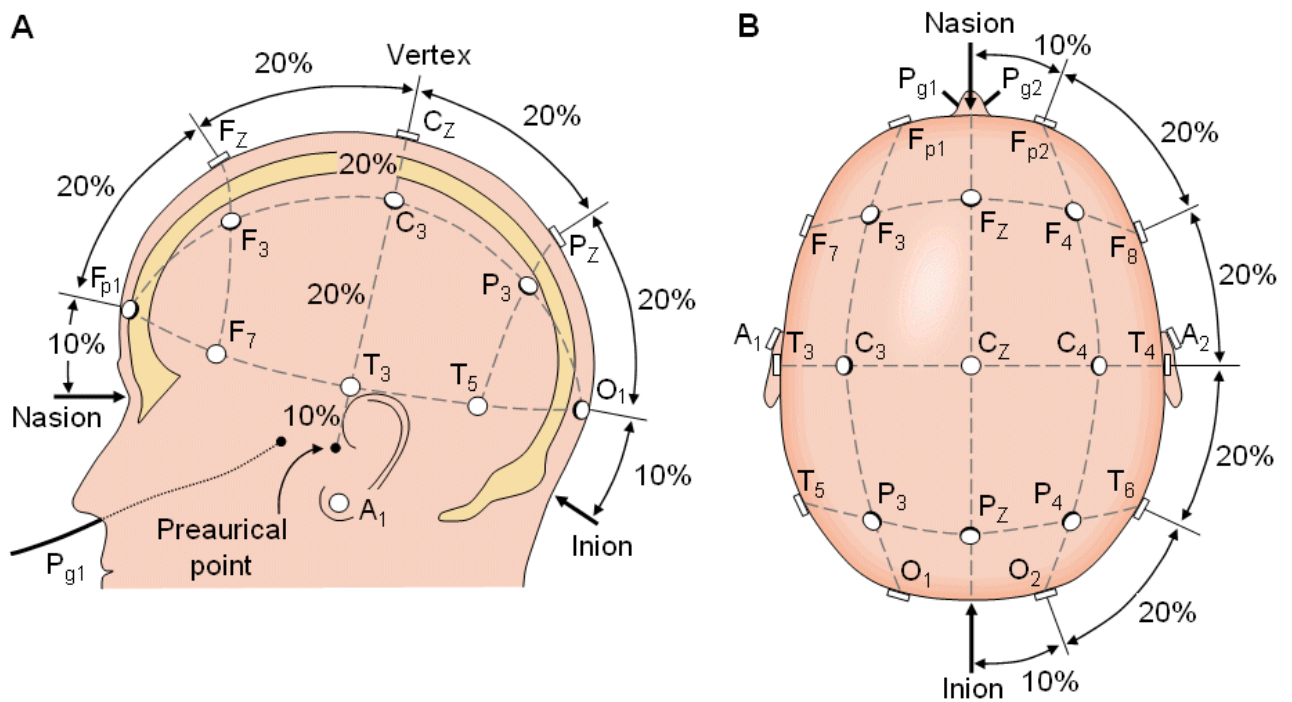
представља оксипитални део лобање, *P* представља паријателне пределе, док се *C* односи на електроде које се налазе на централној линији главе. Поред тога се додаје још једно слово, нпр. *FP* представља фронтално-паријетални део главе, итд. Коначно се на крају додаје латинично слово *Z* ако се електроде налазе на централној линији или непаран број, ако се електрода налази на левој, односно паран број, уколико је положај електроде на десној хемисфери. За поставку већег броја електрода користи се исти принцип, при чему се води рачуна да се додатне електроде поставе еквидистантно између електрода у стандардној поставци. При таквој поставци задржава се правило за именовање електрода (*Vanderperren, 2011*).



Слика 3-4: Сума електричних можданих потенцијала снимљена помоћу две електроде
(Преузето из: *De Vos, 2009*)

Током ЕЕГ снимања потребно је снимити разлике потенцијала између две позиције електрода на лобањи, па је стога потребно користити једну или више референтних електрода (*De Vos, 2009; Vanderperren 2011; Sanei and Chambers, 2013*). Најчешће коришћени референтни систем представљају биполарне референце, Лапласови деривати, усредњена референца и мастоидне референце

(De Vos, 2009). Када се користе референце које су усредњене по електродама, потенцијали на свим локацијама електрода су снимљени у односу на усредњену волтажу на свим електрода. Код референцирања на мастоидне канале, ЕЕГ сигнал се снима у односу на усредњени потенцијал на овим каналима. Оба поменута начина референцирања су добра за визуализацију распрострањених кохерентних мозданих таласа, јер су овакви сигнали сличне амплитуде и фазе (De Vos, 2009). Када се користе биполарне референце и Лапласови деривати, ЕЕГ сигнали се добијају одузимањем сигнала са суседних електрода и овакав начин референцирања се углавном користи када се желе истраживати локализоване активности око одређених делова на лобањи, јер ови начини референцирања потискују распрострањени моздани таласи (De Vos, 2009).



Слика 3-5: Графички приказ међународног 10-20 система за позиционирање електрода током ЕЕГ снимања, са погледом одозго (Слика А) и поглед са стране (Слика В).

Преузето од: Malmivuo, J., & Plonsey, 1995.

3.3.3 Моздани ритмови

Код здравих људи се амплитуде и фреквенције мозданих ритмова мењају у зависности од тренутног когнитивног стања човека, нпр. будности, узбуђења, итд. (Sanei and Chambers, 2013). Моздани ритмови се могу поделити у фреквентне опсеге, који су приказани на слици 3-6 (Sanei and Chambers, 2013):

δ (делта: < 4 Hz), τ (тета: 4-7.5 Hz), α (алфа: 8-12), β (бета: 13-35 Hz) and γ (гама: >35 Hz). Представљени фреквентни опсези ипак нису тако стриктно дефинисани, јер они могу варирати од човека до човека, и из тог разлога је *Klimesch (1999)* предложио да би фреквентни опсези требало да се одреде за сваког испитаника засебно, на основу алфа и тета прозора, пре него што се уђе у даље анализе. Ипак, горе поменуте вредности се често користе за неуронаучна истраживања и резултати се узимају са малом дозом резерве.

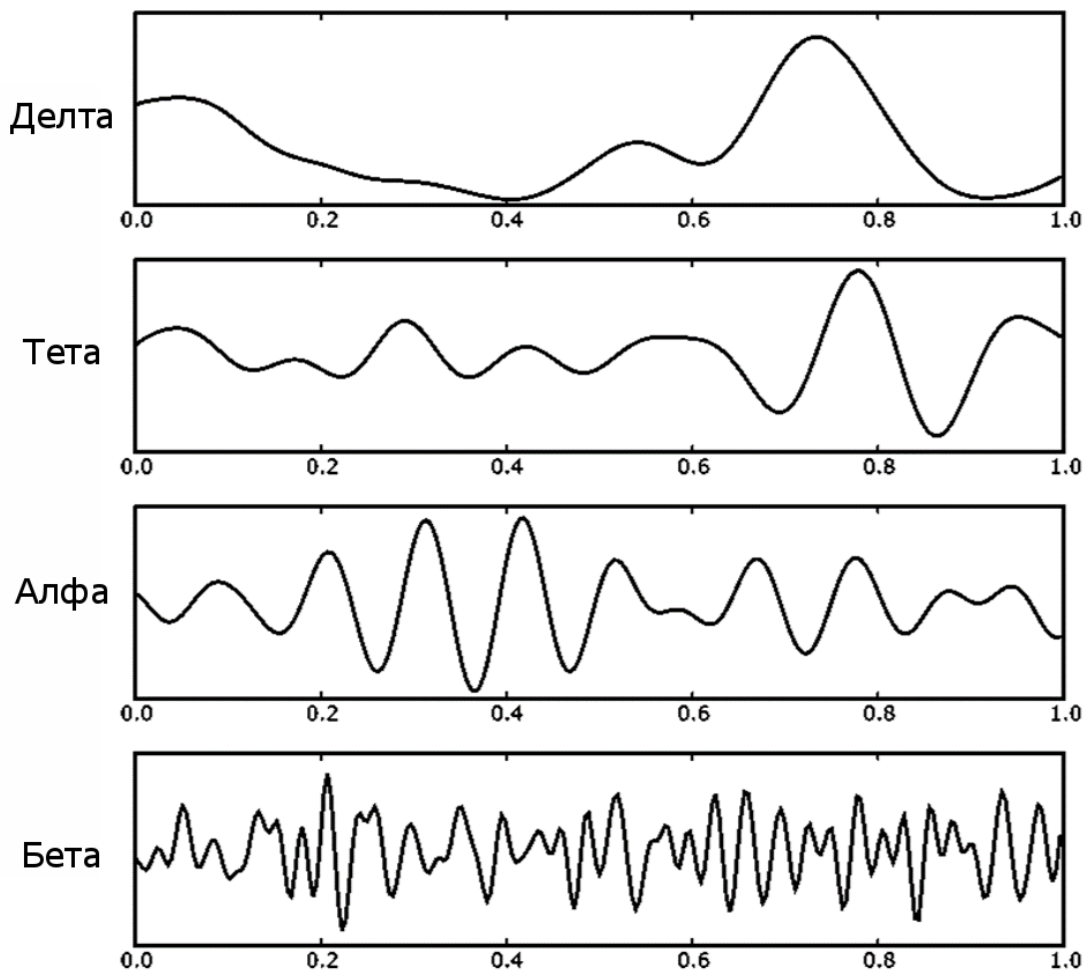


Figure 3-6: Графички приказ можданих ритмова (Преузето са: http://econtact.ca/14_2/ortiz_biofeedback.html)

Делта таласи се углавном јављају када је човек у стању дубоког сна, поред тога ови таласи се могу јављати и у стању будности (*Sanei and Chambers, 2013*). Тета таласи се јављају када је човек у будном стању, али има тенденцију одласка у поспаност (*Sanei and Chambers, 2013*). Поред тога, тета таласи су такође приметни и када је особа пала у лагани сан (*De Vos, 2009*). Алфа ритмови се могу

јавити када је особа у стању опуштености, али и у стању опрезности, али са смањеном пажњом (*Sanei and Chambers, 2013*). Другим речима, они најчешће показују да је особа будна, али није способна да активно обрађује информације (*De Vos, 2009*). Бета ритмови су најпроминентнији када је особа у будном стању и учествује у активном размишљању и решавању проблема. Поврх тога, бета ритмове је могуће уочити током стања приправности, када је особа фокусирана на одређени задатак (*Sanei and Chambers, 2013*).

3.3.3.1 Индекс Ангажовања (EI)

За одређивање когнитивног стања особе помоћу можданих ритмова могу се користити основни индекси, који се добијају једноставним рачунањем односа снага сигнала за сваки фреквентни опсег понаособ, или се могу користити односи индекса, који се добијају рачунањем односа снага између одређених фреквентних опсега (*Cheng and Hsu, 2011*). Индекс ангажовања представља индекс односа снага између високо фреквентних бета таласа и збира ниско фреквентних алфа и тета таласа, другим речима, $EI = \beta / (\alpha + \theta)$. На тај начин, индекс ангажовања може пружити важну информацију која говори колико је одређена особа когнитивно ангажована у задатаку који тренутно обавља, тако што веће вредности когнитивног индекса говоре да је особа ангажована, односно мање вредности индекса ангажовања показују да особа није активно ангажована на одређеном задатаку (*Jacko, 2012*).

3.3.4 Догађајем изазвани потенцијали (ERPs)

ERPs могу бити снимљени са површине људске лобање и издвојени из континуираног ЕЕГ сигнала (*Picton et al., 2000*). *ERPs* су настали због чињенице да је ЕЕГ у својој сировој форми прилично непримењива мера мождане активности и у раним почецима коришћења ЕЕГ-а је било тешко користити такав сигнал за процену одређених неуралних процеса (*Luck, 2014*). Међутим, познато је да ЕЕГ сигнал може описати одређене когнитивне процесе који се доводе у везу са одређеним чулним, когнитивним и физичким догађајима и да се одговори на овакве надражаје могу екстраховати из текућег ЕЕГ сигнала у смислу упросечавања и осталих софистицираних техника (*Luck, 2014*). Овакави начини обрађивања ЕЕГ сигнала су неопходни, јер су *ERP*-ови који се добијају из једног покушаја јако мале волтаже (1-30 μV), у односу на текући ЕЕГ сигнал и

пратеће шумове који се јављају током снимања (*Sanei and Chambers, 2013*). Из тог разлога се користе технике упросечавања сигнала, са циљем да се повећа однос сигнала, који је повезан са одређеним когнитивним стањем, у односу на позадински шум (*Luck, 2014*). Само име 'догађајем изазвани потенцијали' (*ERPs*) показује да су *ERP*ови асоцирани у времену са одређеним физичким или менталним дешавањем, другим речима *ERP*-ови су везани за одређени догађај (*Picton et al., 2000; Luck, 2014*). Поред тога што су *ERP*-ови коришћени за одређивање одређених клиничких поремећаја, током последњих 40 година *ERP*-ови су коришћени за истраживање различитих когнитивних механизма код здравих људи, нпр. Механизма људске пажње (*Luck et al., 2000*).

Да би се добили временски-закључани *ERP*ови из континуираног ЕЕГ сигнала, субјекту у студији се морају презентовати стимулуси, који могу бити аудиторни, визуелни, тактилни, итд. Слика 2-6 приказује сегмент континуираног ЕЕГ сигнала и временски-закључане периоде сигнала који представљају *ERP*-ове, који се користе за даље анализе (*Luck et al., 2000*). Као што се може видети са Сlike 2-6, из континуалног сигнала се издвајају одређени сегменти, који се потом поравнају по времену а затим усредњавају да би се добио такозвани опште усредњени (енг. *grand average - GA*) *ERP* (приказан у доњем десном углу Сlike 2-6). Као што је раније напоменуто, упросечавање се користи да би се одстранили шумови који нису повезани са одређеном možданом активношћу, и да би у одређеном сегменту остала одређена možдана активност која се понавља кроз више временски-закључаних догађаја (*Luck et al., 2000*).

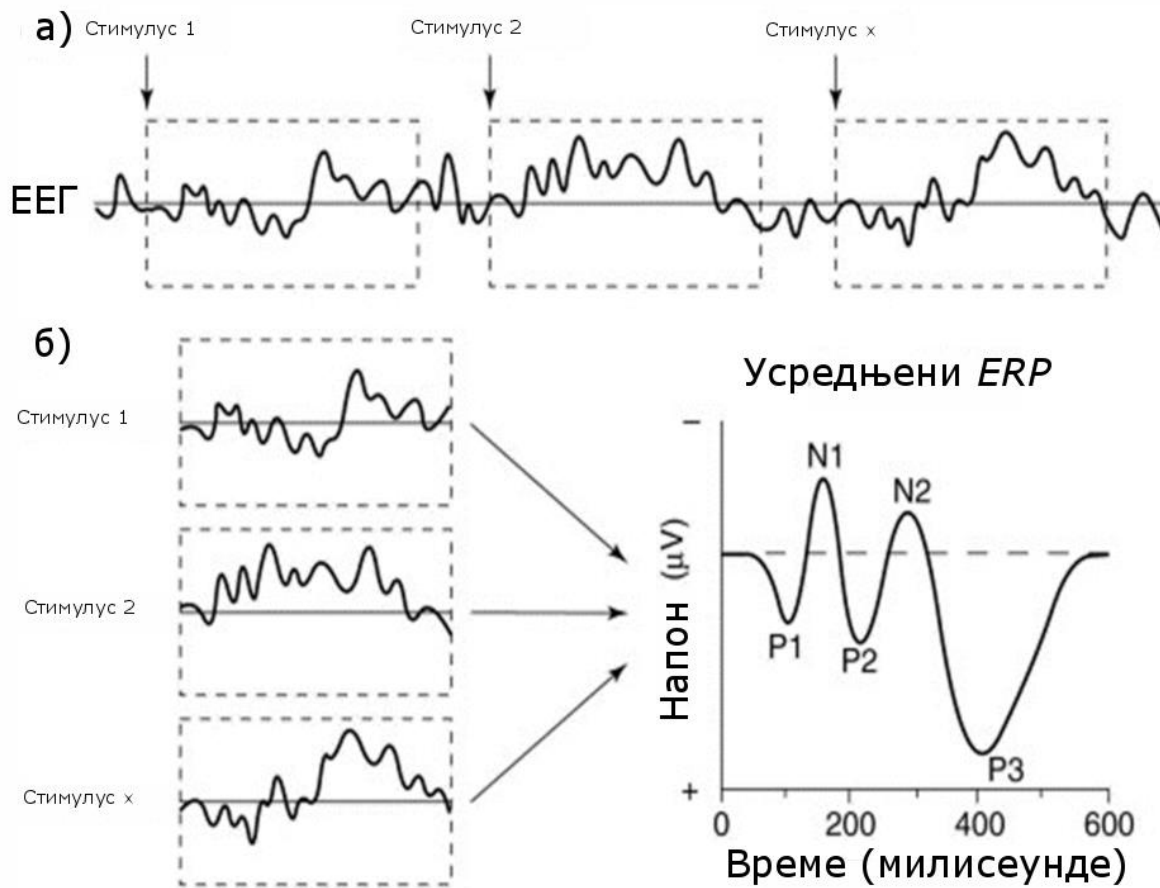
Крајњи *GA ERP* сегмент се састоји од неколико позитивних и негативних дефлекција које се називају пикови, таласи или компоненте (*Luck, 2014*). *ERP* компоненте се углавном називају помоћу правила да постоји прво слово које се обележава великим латиничним словом *P* или *N*, које говоре да ли је посматрана компонента позитивно или негативно оријентисана. После почетног слова се користе да би указали у ком временском периоду (мереном у милисекундама) се догодио одређени пик (*Picton et al., 2000; Luck, 2014*). Пратећи та правила, *P300* компонента представља позитивну дефлексију, која се дешава на око 300 милисекунди по појави одређеног стимулуса. Редослед компоненти углавном сликава одређену секвенцу неуралних процеса који зависе од приказаног стимулуса (*Luck, 2014*). Главна разлика између компоненти које се у односу на

приказани стимулус јављају релативно рано и који се јављају касније је у томе што ране компоненте углавном рефлектују чулно процесирање, док касније компоненте представљају когнитивне процесе који се односе на доношење одлука и организацију одговарајућег одговора на приказани стимулус (Luck, 2014). Из тог разлога је у једном ERP-у могуће пратити распон између егзогених потенцијала (који представљају одговор на физичке атрибуте стимулуса) и ендеогених потенцијала, који приказују процесирање информације коју одређени стимулус носи са собом и који могу, али не морају, бити проузроковани одређеним физичким атрибутима стимулуса (Picton et al., 2000).

Како се ERP-ови добијају из ЕЕГ снимања, просторна резолуција је углавном ограничена бројем локација на којима се налазе електроде за снимање. Један начин повећања просторне резолуције је кроз повећање броја канала који се користе за снимање. Поред тога, могуће је спровести и мултимодална снимања која укључују синхронизовано снимање можданих активности помоћу ЕЕГ-а и fMRI-а (Mijović et al., 2012; Mijović et al., 2013). У сваком случају, и поред ограничења у погледу просторне резолуције, информације које се могу добити у ERP истраживањима имају велику област примене, која се протеже од разумевања како људски мозак реагује на различите клиничке поремећаје и оваква истраживања се односе на медицинска и психолошка истраживања (Luck, 2014), али такође и за истраживање можданих функција у природним окружењима (Debener, 2012; De Vos et al., 2014a). Поврх тога, ERP-ови су такође успешно примењени у области интеракције између мозга и компјутера (енг. *Brain-Computer Interfacing – BCI*), како у лабораторијским условима, нпр. за P300 спелер (De Vos et al., 2014b), тако и у природним окружењима (De Vos et al., 2014a).

Амплитуда и временско кашњење ERP пикова се може користити за посматрање временског тока когнитивних процеса, док се волтажна дистрибуција око лобање може користити за одређивање неуро-анатомског места одигравања одређених процеса (Luck et al., 2000). Поред тога, ERP-ови поседују временску резолуцију реда величине милисекунде и стога се могу користити за прецизно одређивање у ком тренутку мозак обрађује одређене догађаје и по предлогу Luck (2014) ERP-ови заправо представљају „времена реакција 21. века“. Таква констатација је последица чињенице да бихејвиорално мерење времена реакција није у

могућности да пружи дубљи поглед у процесе који се дешавају између приказивања стимулуса и реакције испитаника (Luck et al., 2000; Parasuraman 2003).



Слика 3-7: (а) – Издвајање ERP сегмената из континуираног EEG сигнала за стимулусе од 1 до x; (б) Са циљем добијања GA ERP-а, неопходно је усредњити све добијене ERP-ове (Преузето из Luck et al., 2000)

Да би се успешно спровела ERP истраживања, експерименталне парадигме морају бити прецизно дизајниране са циљем евоцирања жељених когнитивних процеса (Picton, 2000). Најчешће коришћена парадигма је тзв. *oddball* парадигма у којој је потребно приметити циљани ретки стимулус који је утопљен у серији стандардних стимулуса (Picton, 2000; Luck, 2014). Потом се амплитуде и временска кашњења ERP-ова који су изазвани током стандардних и циљних стимулуса рачунају и упоређују, са циљем истраживања на који начин мозак разликује поменуте стимулусе (Picton, 2000; Luck, 2014). Опште је прихваћено да

oddball задатак проузрокује *P300* компоненту значајно веће амплитуде за ретке стимулусе у поређењу стандарним стимулусима (Polich, 2007; De Vos et al., 2014a) и да се амплитуда *P300* компоненте односи на дубину когнитивне обраде примљене информације, нпр. меморијска обрада, пажњу, итд. (Polich, 2007; Luck, 2014; De Vos et al., 2014a).

3.3.4.1 P300 ERP компонента

P300 ERP компонента представља позитивну дефлексију евоцираног когнитивног потенцијала која се дешава са око 300 милисекунди кашњења у односу на време приказивања одређеног стимулуса и најпроминентнија је око централно-паријеталног дела главе (Picton, 1992). Ова компонента се такође назива и *P3* компонента, из разлога што ова компонента представља трећи најпроминентнији пик евоцираног когнитивног потенцијала (Picton, 1992). *P300* компонента је откривена 1965 године и тада је пријављена као касна позитивна компонента евоцираног когнитивног потенцијала, која је везана за смислени стимулус који је директно везан за одређени задатак (Sutton et al. 1965; Walter et al., 1965; Picton, 1992). Од тада, *P300* компонента је подстакла истраживање догађајем изазваних потенцијала са циљем одређивањима неуралне основе когнитивних процеса (Polich, 2007).

Иако су рана истраживања била заинтересована само за функционалну анализу *P3* компоненте (и приписивали су њену појаву вероватноћи појаве стимулуса), у данашње време је широко прихваћено да *P3* компонента уствари осликава процесирање одређене информације када су мождани механизми ангажовани у процесирање меморије и пажње (Picton, 1992; Johnson, 1993; Polich, 2007). Другим речима, *P3* компонента се често користи за идентификацију дубине когнитивне обраде информације, тако да се сматра да је *P3* компонента у строгој вези са нивоом пажње човека (De Vos et al., 2014a; Johnson, 1988; Polich, 2007). Углавном се сматра да *P3* компонента не зависи од физичких атрибута стимулуса (Grey et al., 2004; Murata et al., 2005), са изузетком једне скорашње студије која је показала да, ако је *P3* компонента еквивалентна централно-паријеталној позитивности у том случају може бити зависна од физичких својстава стимулуса (O'Connell et al., 2012).

Иако истраживања која се баве *P3* комплексом углавном сматрају да се тај комплекс састоји из једне компоненте, новије студије генерално подржавају да се поменути комплекс евоцираног когнитивног потенцијала састоји од две различите подкомпоненте, које се називају *P3a* и *P3b* и оне зависе од тежине препознавања разлике циљаног и стандардног стимулуса (*Polich, 2007*). Генерално је прихваћено да је *P3a* компонента распрострањена у предњим деловима главе и да је зависна од приказивања стимулуса током задатка, док је дистрибуција *P3b* углавном у паријеталним деловима и осликава механизме пажње, те се стога се доводи у везу са меморијом (*Polich, 2007*). Главна функционална разлика између две поменуте подкомпоненте је то што је *P3a* углавном везана за когнитивне процесе који захтевају мање пажње, тако да она представља егзогене процесе обраде пажње (*Daffner et al., 2000*). Са друге стране, *P3b* подкомпонента је уско везана за обраду ендогених параметара представљеног стимулуса, ажурирање контекста стимулуса и способности складиштења података у меморију (*Polich, 2007*). Временско кашњење *P3a* и *P3b* компоненте може варирати у односу на одлике стимулуса који их изазова, природе задатка, и популације испитаника који учествују у истраживању (*Polich, 2007*). Иако се *P3a* и *P3b* компоненте углавном јављају као раздвојене компоненте такође је могуће да у стварању *P3* комплекса истовремено учествују обе подкомпоненте, што доводи до бифуркације пика *P3* комплекса који у том случају може садржати обе подкомпоненте (*Polich, 1988*).

3.4 Примена ЕЕГ мерења у неуроергономским истраживањима

Примена ЕЕГ система за мерење радничког когнитивног стања датира чак и пре него што је настала научна област неуроергономије. На пример 1990. године је *Parasaruman* објавио научни рад у коме је дискутовао о бенефитима увођења оваквих мерења у различите области ергономије, где је напоменуо да је највећи напредак у то време остварен на пољу процене менталне оптерећености радника на радним местима (*Parasaruman, 1990*). Недуго затим су *Gevins et al., (1995)* такође дискутовали о предностима увођења ЕЕГ мерења која би за циљ имала мерење мождане активности на радним местима и то посебно на радним позицијама која захтевају велики фокус радника на одређену радну операцију.

Потом су такође *Jung et al., (1997)* показали како се будност радника, током обављања задатака који захтевају појачану пажњу радника, може мерити у реалном времену, помоћу коришћења можданих таласа и даље су предложили да се такав начин мерења може употребити у реалним радним окружењима. Пратећи ова истраживања, и са развојем технологије, ЕЕГ је почео да поприма све већу пажњу у научном свету и у последње време се све више користи за процену когнитивног стања човека у радним окружењима. Поред тога, сазнања која се могу добити коришћењем ЕЕГ-а такође могу довести до побољшања постојећег дизајна одређеног радног места, узимајући у обзир когницију радника (*Parasuraman, 2003; Mehta and Parasuraman, 2013a*). Важна напомена је да се ЕЕГ може користити за истраживање како когнитивних, тако и физичких домена радног места (*Mehta and Parasuraman, 2013a*).

Посматрајући физички посао, ЕЕГ мерења су углавном била примењивана на репетитивне послове, тако што су се користили мождани потенцијали који су везани за одређене покрете (енг. *Movement-Related Cortical Potential – MRCP*), али такође и у комбинацији ЕЕГ и ЕМГ мерења (*Mehta and Parasuraman, 2013a*). Коришћење *MRCP*-а за физичке послове је подупрето чињеницом да *MRCP* може пружити важне информације које се односе на моторичне команде које издаје мозак и које осликавају вољну мишићну активност особе (*Mehta and Parasuraman, 2013a*). На пример, истраживања су показала да је *MRCP*, који се генерише у допунском моторном делу мозга и контралатералним сензоримоторним кортексима, јако корелисан са силом која се производи током савијања лактова и одговарајућим мишићним активностима (*Siemionov et al., 2000*). У другом (одвојеном) истраживању је даље доказано да екстензија и флексија потичу из различитих кортико-спиналних пројекција на неуроне који су задужени за моторне функције, док је екстензија палчева резултирала у смањеном ЕМГ одзиву, али појачаном *MRCP*-у у односу на потезе флексије (*Yue et al., 2000*). Важно је нагласити да се налази ових истраживања могу употребити зарад разумевања узрока *MSD* који настају на радним местима, а која се дешавају током репетитивних послова (*Mehta and Parasuraman, 2013a*).

Са становништва когнитивног рада, ЕЕГ је до сада углавном коришћен за истраживање менталног оптерећења, поспаности, менталног замора и неуроадаптивних система (*Mehta and Parasuraman, 2013a*). Изучавање менталног

оптерећења је важно, јер ако је ментално оптерећење превелико или премало, интеракција човека и система може бити компромитована, што даље може водити до потенцијално опасних ситуација (*Mehta and Parasuraman, 2013a*). Раније је пријављено да су ЕЕГ корелати менталног оптерећења веома осетљиви на промене у радној меморији човека (*Berka et al., 2007*). Такође, забележено је да се током решавања проблема и аналитичких размишљања повећавају ЕЕГ индекси који су осетљиви на ментално оптерећење (*Berka et al., 2007*). Узимајући све поменуто налазе у обзир, коначно је предложен систем који би могао да прати промене менталног оптерећења у реалном времену, са циљем побољшања перформанси радника (*Kohlmorgen et al., 2007*).

ЕЕГ је такође препознат као моћан метод за откривање менталног замора код радника, али такође и за испитивање да ли је радник у могућности да задржи ниво пажње током продуженог временског периода (*Jung et al., 1997; Boksem et al., 2005; Parasuraman and Wilson, 2008; Marcora et al., 2009*). Истраживања која испитују могућност радника да издржи одређени ниво пажње током продужених временских интервала су међу најбитнијим истраживањима, јер је генерални тренд у индустрији да се аутоматизује што је могуће више процеса са циљем смањења људске грешке и повећања продуктивности (*Sheridan, 1980*). Аутоматизација на овај начин помера улогу радника од активних учесника у процесу ка контролорима аутоматизованих система, који треба да реагују само када се јави одређени проблем у производњи (*Warm and Parasuraman, 2008*). Међутим, баш на таквим радним местима радници имају највише потешкоћа да остану будни и позорни током целе радне сцене (*Jung et al., 1997*). Из тог разлога последњих година постоји повећано интересовање за истраживање могућности примене ЕЕГ система за праћење позорности радника у радним окружењима. Као последица горе напоменутих проблема, неуроергономска истраживања су почела да се усмеравају ка развоју неуроадаптибилних система, који би требало да обезбеде заједничку интеракцију између радника и аутоматизованих система (*Hettinger et al., 2003; Scerbo, 2006*). Главни захтев који би идеалан неуроадаптивни систем требало да испуни је тај да буде способан да промени ниво аутоматизације система када је таква промена неопходна. Другим речима, неуроадаптивни систем би требало да повећа ниво аутоматизације када је човек

ментално преоптерећен, односно да смањи ниво аутоматизације када је човек у оптималном моду менталног оптерећења (Scerbo, 2006).

Поред три поментуа домена примене ЕЕГ-а у неуроергономским истраживањима, ЕЕГ се такође може користити за предвиђање људске грешке (Fedota and Parasuraman, 2010), кроз негативности које су везане за грешку (енг. *Error-Related Negativity – ERN*). У научном истраживању које су спровели Fedota и Parasuraman (2010) констатовано је да се *ERN* може користити за мониторинг неуралног одговора на грешке и на системе повратне спреге, који су уско повезани са можданим мрежама, а које учествују у доношењу одлука и учења. На тај начин, *ERN* пружа могућност да се одреди како се догађају грешке и то даље може представљати основу за креирање превенционих стратегија (Fedota and Parasuraman, 2010).

Још једна важна примена ЕЕГ система у неуроергономским истраживањима односи се на изучавање истовремених физичких и когнитивних промена, чему је посвећено најмање пажње у досадашњим неуроергономским истраживањима (Mehta and Parasuraman, 2013a). На пример, Kamijo et al. (2000) су истраживали како физичке вежбе утичу на когнитивне функције. Они су пријавили да интензитет вежбања утиче на *P300* компоненту, и да однос између интензитета вежбе и *P300* компоненте прати изврнуту У-криву. У другој студији Kristeva-Feige et al. (2002) су истраживали како се кортико-мишићни механизми понашају током стресних услова и пријавили да кортико-мишићни механизми драстично опадају у активности током стресних ситуација. Важно је напоменути да током ове студије није пронађена разлика у мишићној активности кроз ЕМГ мерења, што показује на значајност коришћења ЕЕГ сигнала у оваквим истраживањима (Kristeva-Feige et al., 2002). Генерално гледано, истраживања у овој под-области неуроергономије се слажу да је важно приступити информацијама које су везане за мождану динамику, али такође је битно спојити ове налазе са налазима из класичне ергономије, да би се разумели сви аспекти радног места на когнитивно функционисање радника (Mehta and Parasuraman, 2013a).

Иако је показано да је ЕЕГ већ успешно примењен у разним неуроергономским студијама, сва горе поменута истраживања имају једну заједничку ману, која је највише везана за опрему и процедуре за снимања. Познато је да традиционална

ЕЕГ опрема за снимање користи дуге каблове, који стварају велики шум током снимања (уколико снимање није стриктно стационарно) и на тај начин је било онемогућено снимање у природним окружењима. Поврх тога, класична ЕЕГ снимања захтевају стриктно контролисане лабораторијске услове, који захтевају електро-магнетски изоловане просторије са звучном и светлосном изолацијом, тако да се резултати који су добијени у овим студијама доводе у питање (*Gramann et al., 2011*). Како су *Gramann et al., (2011)* констатовали да когнитивни процеси који се дешавају у контролисаним експерименталним условима одговарају генералном принципу когнитивних процеса који се дешавају у свакодневном животу, не може да буде скроз тачна. Из тог разлога постоји повећана заинтересованост стручњака из неуронаука за истраживање когнитивних процеса у свакодневним окружењима, коришћењем од скоро доступних мобилних и бежичних ЕЕГ система (*Makeig et al., 2009; Gramann et al., 2011; Debener et al., 2012; De Vos et al., 2014a; Wascher et al., 2014; Gramann et al., 2014*).

Makeig et al., (2009) су предложили коришћење *mobile brain/body imaging (MoBI)* система, са циљем истраживања како се просторно дистрибуирана мождана динамика може довести у везу са природном људском когницијом. У тој студији је наглашено да за такву врсту истраживања, ЕЕГ сензори морају бити малих димензија и тежине, да буду снабдевани енергијом помоћу батерије, да поседују могућност бежичног слања података и да се електроде за снимање направе тако да није потребна припрема коже главе (*Makeig et al., 2009*). Пратећи поменуте захтеве, *Debener et al., (2012)* су приказали да је могуће снимити ЕЕГ сигнале, па чак и евоциране когнитивне потенцијале, код субјеката који су слободно шетали у природном окружењу. Њихов ЕЕГ систем је настао комбинацијом комерцијалног ЕЕГ уређаја и капе за снимање и на тај начин су успели да добију упоредиве резултате са *oddball* задатка како у природном окружењу, у поређењу са лабораторијским снимањима (*Debener et al., 2012*). Ово истраживање је пратила студија *De Vos et al., (2014)*, која је показала могућу примену догађајем изазваних потенцијала за креацију *BCI* система, што је потврдило поузданост оваквог начина снимања ЕЕГ сигнала. Поврх тога су *Wascher et al., (2014)* били међу првима који су искористили такав начин снимања у симулираним радним окружењима. У поменутом истраживању су учесници у студији симулирали рад у складишту, док су информације о когнитивним процесима успешно добијене и

коришћене помоћу когнитивних потенцијала који се могу добити трептајима ока (*Wascher et al., 2014*).

Иако је ЕЕГ коначно постао мобилан систем и у данашње време испуњава већину захтева који су дати од стране *Makeig et al. (2009)*, важна лимитација ових уређаја која није још превазиђена је та што је још увек потребно припремити главу испитаника за снимање, јер се поуздана ЕЕГ снимања и даље могу обавити само уз помоћ кондуктивних гелова, или тзв. влажних електрода. Ове електроде су и даље непријатне за употребу у природним окружењима и свакодневници, јер захтевају примену електролитних гелова на претходно припремљену главу испитаника, са циљем остваривања доброг контакта између површине главе и електроде (*Zander et al., 2011; Gramann et al., 2011; Mihajlovic et al., 2015*). Поред тога што је примена гела временски захтевна, такође постоји могућност иритације коже (*Zander et al., 2011*). Такође, по завршеном снимању, особа која је снимана мора опрати косу са циљем скидања гела са главе, што је такође временски захтевно и не практично. Све ове лимитације утичу на то да корисници нерадо користе ЕЕГ капе, које да би биле свеобухватно прихваћене за коришћење, морају бити прихваћене од стране корисника и околине (*Chatterjee and Price, 2009*). Међутим, са новим технологијама се тежи да се ЕЕГ снимања што више олакшају и да буду што више привлачна корисницима, како за медицинску, тако и за употребу у свакодневним околностима (*Mihajlovic et al., 2015*)

Један од праваца истраживања, у циљу приближавања ЕЕГ система свакодневним корисницима, је рад на развоју сувих електрода (*Chi et al., 2010; Gargiulo et al., 2010; Zander et al., 2011; Mihajlovic et al., 2015*), и чак безконтактних електрода (*Mathews et al., 2007; Chi et al., 2010; Chi et al., 2012*). Поред тога, како се ЕЕГ све више помера од медицинских истраживања ка потрошачима, створен је нови моментум у развоју комерцијалних ЕЕГ уређаја, као што су нпр. *emotive* (www.emotiv.com), *Mindo* (<http://mindocom.tw/en/index.php>), *Muse* (<http://www.choosemuse.com/>), итд. Међутим, сви поменути системи и даље имају јако лош однос сигнала према шуму, што још није превазиђено код система који користе суве електроде. Поред тога, системи који користе суве електроде имају изражене шумове који се јављају због релативног померања електрода у односу на кожу главе (*Chi et al., 2010; Chi et al., 2012*). Из свих горе наведених

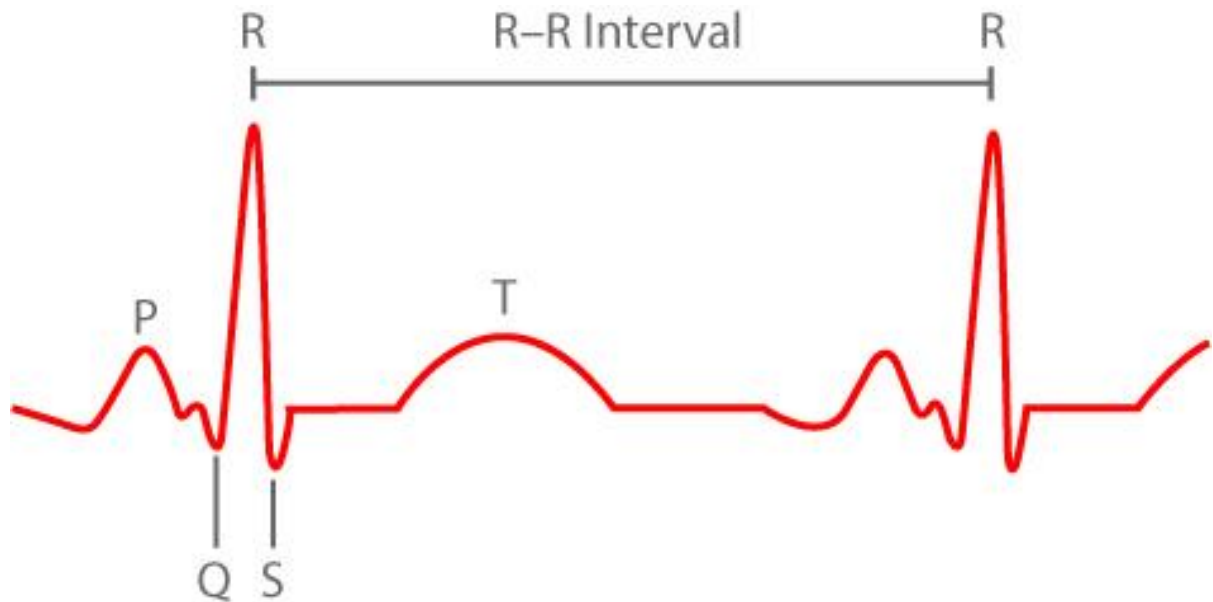
проблема, поуздано бежично ЕЕГ снимање и се и даље може спровести само помоћу влажних електрода, што на неки начин ограничава употребу ЕЕГ у реалним радним окружењима. Међутим, сама чињеница да се таква истраживања могу спровести у реплицираним радним окружењима, где се симулира радни процес, је велики напредак и то може донети важна сазнања о радничковој когницији, што се касније може употребити у дизајнирању одређених радних места (*Mijović et al., 2016b*)

3.5 Мултимодална психофизиолошка снимања у неуроергономским истраживањима

Мултимодални системи у неуроергономским истраживањима, а који користе ЕЕГ системе, користе се или да би се повећала просторна резолуција, или да би се повећала временска резолуција (комбинацијом ЕЕГ система са *fMRI* или *fNIRS* системима). Поред тога, ЕЕГ снимања се могу такође користити заједно са психофизиолошким сензорима који се користе за праћење активности АНС-а (као што су пулс метар, и/или *GSR*), са циљем бољег разумевања функционисања целокупног нервног система током одређених радних операција.

Варијабилност рада срца (енг. *Heart Rate Variability – HRV*) је неинванзивна метода мерења промене броја откуцаја срца, која се користи да се би се добила информација о раду кардиоваскуларног система и активности АНС-а (*Sharma and Gedeon, 2012*). *HRV* се може добити из електрокардиограмских (ЕКГ) снимања или једноставним праћењем промене броја откуцаја срца. ЕКГ представља мерење електричних сигнала активности срца док срце пролази кроз процес контракције (*Ortiz-Perez et al., 2010*). Главна одлика ЕКГ сигнала представља такозвани *PQRST* комплекс, одакле се *HRV* добија мерењем интервала између два узастопна *R-R* пика (*Rangayyan, 2015; Sharma u Gedeon, 2012*). *HRV* се израчунава као разлика у времену између поменутих *R-R* интервала (откуцаја срца), што је графички приказано на слици 2-8. За израчунавање варијабилности рада срца, поред ЕКГ-а је могуће користити и пулс метар који представља робусно, али мало не прецизније мерење ове активности. Пулс метри омогућавају једноставно бележање времена откуцаја срца и стога, се помоћу ових уређаја могу добити релативно једноставни сигнали. *HRV* се из пулсметара може добити једноставним временским диференцијалом између два

узастопна откуцаја срца. Поред поменутих временских домена анализе – варијабилности рада срца се могу користити и временско-фреквентне анализе, кроз прорачунавање спектралне густине снаге *HRV* сигнала (*Task Force of the European Society of Cardiology, 1996*).



Слика 3-8: Графички приказ *PQRST* комплекса, као и *R-R* интервала (преузето из: *Ortiz-Perez et al., 2010*)

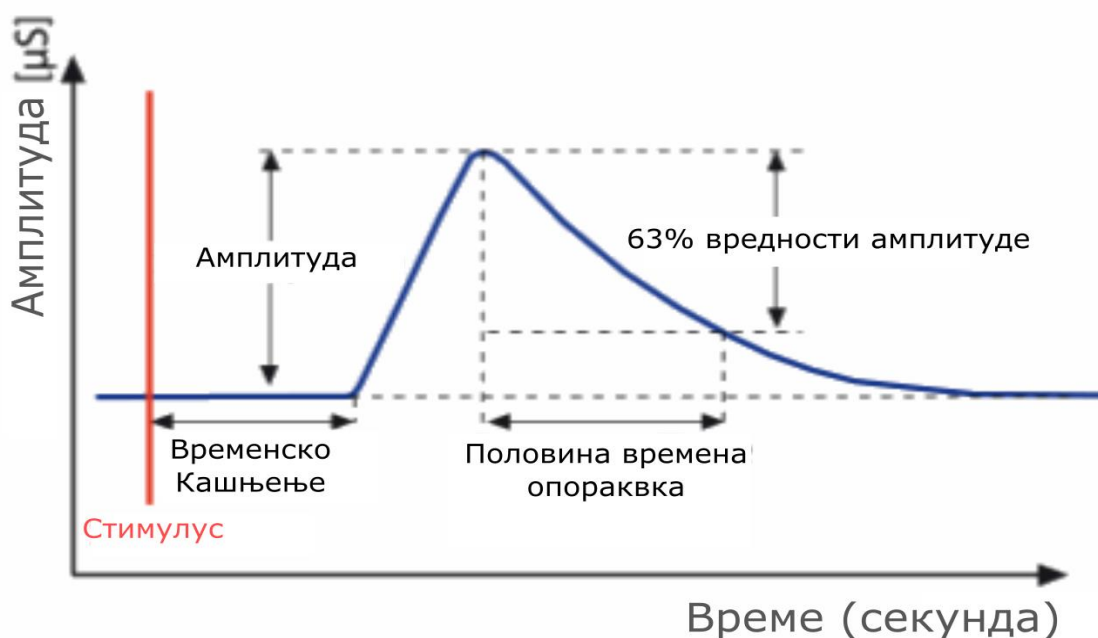
HRV може пружити информације о нивоу стреса (*Sharma and Gedeon, 2012*), промене стања будности (*O'Hanlon, 1972*), замора (*Lal and Kraig, 2011*), поспаности (*Vincente et al., 2008*), менталног замора (*Murata, 1994*) и осталих психолошких стања особе. Стрес може проузроковати фреквентније откуцаје срца, који су праћени смањеном амплитудом *PQRST* комплекса, код здравих индивидуа (*Sharma and Gedeon, 2012*). Поред тога, *O'Hanlon (1972)* је био међу првим истраживачима који је показао зависност између *HRV-a* и поспаности возача, тако да се *HRV* повећава са дужином вожње, што даје индикацију да возач улази у стање поспаности. Недавно су *Wijesuriya et al. (2007)* потврдили ове налазе и предложили да је *HRV* поздана метода за процену возачевог когнитивног стања, односно за одређивање замора возача током вожње. Штавише, *O'Hanlon (1972)* је такође предложио да *HRV* такође може представљати поуздану меру опрезности возача, јер је пријавио да *HRV* драстично опада после реактивације пажње возача у његовом истраживању. Поред тога *Murata (1994)* је показао да ментални замор утиче на варијабилност рада срца, тако што однос између ниско-

и високо-фреквентне снаге расте линеарно са оптерећењем задатка, потврђујући на тај начин сензитивност менталног оптерећења на *HRV* мерења.

Поред варијабилности рада срца, још једна метода мерења активности АНС-а је често коришћена кроз неуроергономска истраживања, а то је мерење галванског одговора коже (*GSR*) које је такође познато под називом електродермална активност (ЕДА). *GSR* мери проток електрицитета кроз кожу испитаника (*Sharma u Gedeon, 2012*). Постоје три генерална принципа *GSR* мерења, од којих је најчешће коришћени екзосоматични начин мерења код којег се кондуктивност коже мери тако што се на кожу примењује директна струја која поседује константну волтажу, помоћу сребрно-сребрнохлоридних електрода и електролитног гела (*Fowles et al., 1981*). *GSR* мерења представљају један од најстаријих начина мерења људских физиолошких сигнала и главни разлог за њихово коришћење представља то што се ови сигнали лако снимају, јер су прилично једноставни системи (*Lim et al., 1997*). Посебно својство од интереса *GSR* сигнала је одговор кондуктивности коже (енг. *Skin Conductance Response – SCR*) и ниво кондуктивности коже (енг. *Skin Conductance Level – SCL*) који су везани за специфичне аспекте различитих когнитивних стања (*Lim et al., 1997*). *SCR* представља одговор испитаника на фазична повећања стопе знојења који се доводи у везу са одређеним надражајем, а вредности *SCL*-а се добијају из слободног снимања, као број *SCR*-а који нису везани неки одређени надражај (*Bouscein, 2012*). Из тога следи да *SCR* представља брзо варирајући одговор кондуктивне вредности коже, који се мери у временском интервалу од неколико секунди. Слика 3-9 приказује специфичне параметре *SCR* сегмента сигнала. Прва карактеристика је временско кашњење, или време које је протекло од одређеног надражаја до раста амплитуде *SCR* сегмента сигнала (*Bouscein, 2012*). Следећи параметар од интереса је време уздизања, односно време које је потребно да *SCR* достигне максималну вредност амплитуде, односно пик *SCR*-а који сам по себи представља важну одлику *SCR* сегмента. Последња карактеристика од интереса је пола времена које протекне од пика до враћања *SCR* сегмента до половине вредности највише амплитуде (*Bouscein, 2012*).

Слично као и мерења промене варијабилности срца, истраживања из области галванског одговора коже су показала да се *SCR* и *SCL* могу користити за процену когнитивног стања особе. На пример, *Blakeslee (1979)* је анализирао *SCR*-ове

непосредно пре и непосредно после појаве надражаја и дошао до закључка да амплитуда SCR сегмента опада са опадањем учинка на одређеном задатку, што је даље довео у везу са будношћу, опрезом и нивоом пажње испитаника у студији. Такође је пријављено у литератури да покрети, припрема покрета и напор који је везан за покрете утичу на повећање GSR-a, јер одговори АНС, а који су у вези са покретима, изазивају реакцију симпатетичне позорности која је неопходна за подршку моторних покрета (Vissing et al., 1991). Поред тога, Wilson (1991) је демонстрирао да су GSR сигнали мерени на пилотима јако корелисани са одговорима који су добијени разним захтевима летења, и на тај начин је показано да су ови сигнали уско повезани са менталним оптерећењима којима су пилоти изложени. У сличном истраживању, Baldauf et al. (2009) су показали да је GSR одговор јако осетљив на повећање менталног оптерећења током вожње, у смислу да се јавља значајно већи GSR одзив када су испитаници изложени већим менталним напорима. Такође су Bundele и Banjeree (2009) показали да GSR одговори корелишу са менталним замором током вожње. Они су даље предложили систем за правовремену детекцију менталног замора возача, са циљем превенције потенцијалних несрећа које се могу јавити уколико ментални замор достигне одређени ниво.



Слика 3-9: Графички приказ SCR таласа, са његовим главним карактеристикама
(Преузето из: Buscein, 2012)

Из претходно наведених студија је јасно да модалитети сигнала који рефлектују процесирање АНС-а могу помоћи у одређивању когнитивних стања човека. Поред тога што се поменути модалитети могу користити независно, истраживање мултимодалне интеракције између поменутих модалитета је пожељно, јер се на тај начин може стећи боља слика о активностима АНС-а и ЦНС-а током обављања одређених задатака (*Dunaway and Steelman, 2013*). *Dunaway and Steelman (2013)* су спровели истраживање односа између мултимодалних когнитивних мерења оптерећења за време симулираних економских активности у циљу пружања најоптималнијих мера за испитивање когнитивног оптерећења током поменутих активности. Надаље, *Giusti et al. (2009)* су предложили мултимодални систем за истраживање нивоа будности возача у реалном времену, са циљем смањења вероватноће саобраћајне несреће због пропуста у пажњи. Они су пријавили да је њихов систем показао обећавајуће резултате за детекцију тзв. микро-снова и пропуста у пажњи, међутим, такође су пријавили да њихов систем није спреман за примену у реалном свету јер користи ЕЕГ мерења, која су у то време спровођена са традиционалним ЕЕГ-системима који су веома осетљиви на шуме током слободног кретања испитаника. Још једна мултимодална студија у области транспорта је спроведена на возачима локомотива, са циљем процене позорности оператора (*Song et al., 2014*). Они су такође известили да је систем заснован на мултимодалним прикупљањима и обрадама физиолошких сигнала заиста релевантан и да би овакав систем могао да допринесе повећању безбедности у системима јавног превоза (*Song et al., 2014*). Једна од највећих мана оваквих система је то што су непријатни, из разлога што би радници требало да носе физиолошке сензоре током целе радне смене. Међутим, недавна студија од аутора *Doty et al. (2013)* наводи да њихови испитаници нису пријавили превелику непријатност, док су носили HR, GSR и ЕЕГ сензоре током смене од осам сати. Дакле, чини се да је минијатуризација поменутих сензора за снимање повећала удобност поменутих сензора. Друго важно ограничење употребе мултимодалних психофизиолошких система је да се у случају снимања у реалним радним окружењима, сви психофизиолошки сигнали стављају на располагање компанијским менаџерима, што подиже забринутост у погледу приватности. *Fairclough (2014)* је недавно објавио научни

рад, у коме тврди да су физиолошки подаци лична својина и да пре самог коришћења ових система у примењеним окружењима, испитаник мора најмање дати његову / њену сагласност за снимање. На крају, *Fairclough (2014)* тврди да би систем чувања добијених података морао бити поверљив и заштићен, слично као што је случај у медицинској пракси.

Важана напомена је да су све горе наведене студије користиле психофизиолошка мерења углавном у домену безбедности возача, ваздухопловном сектору, сектору саобраћаја и у сектору општег и канцеларијског пословања. Из тога се види да очигледно постоји недостатак истраживања психофизиолошког стања оператера у индустријском окружењу. Из тог разлога, је ова дисертација углавном усмерена ка испитивању могућности коришћења психофизиолошких снимања у току симулираног индустријског рада, с циљем благовременог откривања одступања у когнитивном стању оператера током монотоних и репетитивних послова.

4. Примена система за праћење покрета у ергономским истраживањима

Индустријски радници на дневној бази углавном извршавају физички захтевне послове, јер је већина индустријских задатака захтева физички рад, и стога су константно изложени опасностима од повреда (*Martin et al., 2012*). Индустријски послови углавном захтевају мануалне операције радника, као што су употреба разних алата, подизање, гурање, повлачење, итд. Такве акције углавном воде до стварања мускуло-скелетних поремећаја везаних за рад (*MSDs, Hoozemans et al. [1998]*). Иако је аутоматизација донекле смањила потребу за физичком активношћу радника, од оператера аутоматизованих система се обично тражи да посматрају аутоматизоване процесе кроз јединице визуелних екрана, тако да се од радника често захтева да у седећем или стајаћем положају прати поменуте процесе током дужег временског периода, што такође може довести до развоја *MSDs* (*Carter and Banister, 2007*). Дакле, коришћење метода из физичке ергономије за процену радне способности је и даље један од најважнијих праваца у ергономским истраживањима (*Hedge, 2005*).

Као што је поменуто у поглављу 2.2.1 (Домен Физичке Ергономије), постоје разне методе и алати који се користе за ергономску процену задатака и положаја радника, као што су самоизвештавања, опсервациона мерења и мерења положаја радника директним методама (*Vignais et al., 2013*). Иако научници непрестано раде на развоју нових метода за идентификацију и процену потенцијално опасних физичких задатака и положаја, као што су нпр. *QEC, manTRA, RULA, REBA, HALTLV, OWAS, LUBA, OCRA, Strain Index, SNOOK tables and the NIOSH lifting equation, etc.* (*Andreoni et al., 2009*), чињеница је да самоизвештавања и методе посматрања и даље имају одређене недостатке. Највећа мана ових метода је то што се анализе морају спроводити у пост-анализи, поред чега су добијени резултати најчешће субјективне природе (*Patrizi et al., 2015; Mijović et al., 2015a*). Штавише, ове методологије се углавном примењују током дизајнирања одређеног радног места и тешко се могу искористити за модификацију постојећих услова рада (*Patrizi et al., 2015*). Стога, се временом развила потреба за директну процену положаја оператера. На овај начин је могуће спровести аквизицију и обраду резултата у реалном времену,

при чему су добијени резултати квантитативни, прецизни и објективни (*Patrizi et al., 2015*).

Поред употребе *MoCap* система за процену положаја тела радника, *Kleinsmith u Bianchi-Berthouze (2013)*, тврде да је технолошки напредак померио границе за коришћење *MoCap* од искључиво анализе покрета ка мултимодалној интеракцији са *MoCap* сензора са физиолошким мерењима, јер се показало да одређени телесни покрети могу послужити за процену афективног (осећајног) стања човека. Афективна стања се односе на људске емоције, расположења, осећања, темперамент, итд. (*Schrer, 2005; Karg et al., 2013*). Афективна стања се могу одредити преко покрета тела, говор, израза лица и физиолошких параметара (*Karg et al., 2013*). Иако су психолошка истраживања пре више од једног века показала да су афективна стања изражена кроз покрете тела, системи за аутоматско препознавање афективних стања су постали доступни тек од деведесетих година прошлог века, и од тада у великој мери привлачи бројне експерте из области инжењерства и компјутерских наука (*Karg et al., 2013*). У раним годинама афективног рачунарства, углавном су се користили изрази лица, међутим, утврђено је да покрети тела такође могу са собом носити податке о осећајном стању човека (*Kleinsmith u Bianchi-Berthouze 2013*). Штавише, једна од предности коришћења покрета тела за те сврхе, у поређењу са другим модалитетима, јесте да је у овом случају могуће препознавање афективних стања из даљине (*Karg et al., 2013*).

Још једна област истраживања у којој се могу користити *MoCap* системи, али се још увек не користе, је у области људске когниције. Иако је уско повезана са афективним стањима, у научној литератури још није приказано да су се поменути системи користили за истраживање зависности покрета особе и њеног менталног стања. Обично се приликом обављања одређеног задатка, људски покрети могу грубо поделити у две категорије: покрети који су директно везани за задатак и; покрети који нису у директној вези са задатком који се обавља (*Roge et al., 2000*). На основу различитих истраживања из 1970., *Roge et al., (2000)* су класификовали покрете који нису у директној вези са задатком у пет категорија:

1. 'Постурална прилагођавања' – кретање једног или више делова тела у простору
2. 'Вербална размена' – Комуникација која не укључује никакву комуникацију која је везана за одређени посао
3. 'Спонтане активности' – покрети који нису везани за радни задатак
4. 'Покрети ка телу' – покрети једне или две руке ка телу
5. 'Невербалне активности' – практично еквивалентно изразима лица

Генерално је прихваћено да број покрета који нису директно везани за радне активности прогресивно расте током рада, без обзира на доба дана (*Roge et al., 2000*). *Roge et al. (2000)* су такође потврдили да је број ових покрета негативно у вези са нивоом пажње. У њиховом истраживању, анализа се састојала од снимања учесника са видео камером, и покрети су квантификовани у пост-анализи, кроз бројање поменутих покрета. Међутим, ова врста анализе је еквивалентна опсервационим методама и стога је непоуздана. С друге стране, *MoCap* системи могу бити укључени у такве анализе и на тај начин аутоматизовати процесе снимања и анализирања људских покрета, са циљем процене радникових когнитивних стања током редовне радне рутине (као што ће бити представљено у Поглављу 9).

4.1 *MoCap* уређаји који су се користили у ергономији

Директна анализа људског кретања се углавном заснива на процени позиције тела, која се односи на процес процене структуре конфигурације кинематског скелетног померања особе (*Moeslund, 2006*). Разни сензори могу да се користе за процену позиције тела, почевши од класичних видео камерама, и разних донетних камера и дубинских сензора (нпр. уз помоћ технологије структурног оптерећења [*Nakajima et al., 2000; Zhang, 2012*]) или комбинацијом преносивих сензора, нпр интерне моторне јединице (*IMUs; Stiefmeier et al., [2008]*). Истраживачи раде на примени овакавих приступа у индустријским окружењима, са циљем дефинисања радних процеса и спречавања непримерених положаја тела радника (*Li and Lee, 2011*) и (*Hori et al., 2006*), кроз одговарајуће обуке и праћење нових радника (*Ray and Teizer, 2012*).

Општи преглед софтвера и хардвера доступних на тржишту, за потребе биомеханичке анализе указују на низ различитих решења (као што је сумирано у *Mijović et al., 2015a*). У поменутом раду могуће је приметити да су велике компаније (нарочито аутомобилске индустрије) уложиле велике финансијске инвестиције у *MoCap* уређаје, у последњих неколико година (*Horejsi et al., 2013*). Уређаји који се углавном користе за процену положаја тела у ергономији су: Impuls X2, motion capture system (PhaseSpace, Inc.); The ART Motion Capture (Advanced Realtime Tracking, Inc.); MOTIONVIEW™ (AllSportSysrems, Inc.), итд. Поменути уређаји су се показали као веома поуздани, кроз примену у забавној индустрији, где су се користили за анимацију анимираних ликова који су користили покрете стварних глумаца (*Hojresi et al., 2013*). *MoCap* системи, пружају могућност снимања позиција тачака (маркера) у реалном времену и када се подаци сниме, они се даље увозе у један од софтвера за 3D анимацију, нпр. JACK (Siemens, Inc.), 3DSSPP (developed at university of Michigan, <http://www.umich.edu/~ioe/3DSSPP/index.html>), OpenSimulator (<http://www.opensimulator.org>), итд. са крајњим циљем обављања Ергономија анализе.

Иако *MoCap* системи могу да понуде врло прецизне ергономске анализе, и даље постоје одређене препреке у обављању мерења и анализе у реалном времену и у индустријској средини (као што је објашњено у *Mijović et al., 2015a*). Већина комерцијалних *MoCap* уређаја су финансијски захтевни, а поред тога за поуздано снимање је често потребно издвојити целу просторију (*Hojresi et al., 2013*), што представља један од главних недостатака за њихову примену у индустрији, а посебно у малим и средњим предузећима. Даље, *MoCap* системи углавном користе спољне сензоре (*Led* диоде, тзв. *Depth Of Field Targets*, итд.), који су каче на особу која се снима, и због тога могу ограничити кретања раднике што даље лимитира њихову употребу у индустријским срединама.

Тренутно постоје само два система која би евентуално могла бити коришћена за снимање и анализу покрета у реалном времену: *Real-time Siemens JACK & PSH Ergonomics Driver* (*Synterial, Inc., <http://www.synertial.com>*) и *Cognito* систем ((развијен у оквиру пројекта Европске уније *Cognito, framework FP7, <http://www.ict-cognito.org>*). Међутим, прво-поменути систем може да се користи када је компанија заинтересована за ергономске аспекате радног места у раној

фази пројектовања и планирања радног места. Код овог система је неопходно користити *IGS Synertials motion captures* одело да би се спровело снимање. Са друге стране, *Cognito* систем се састоји од мреже сензора који се поставе на тело снимане особе. Ови сензори се састоје од три-аксијалних акцелерометара, тро-осних жироскопа и тро-осних магнето-индуктивних сензора (*Vignais et al., 2013*). Из тог разлога, *Cognito* систем не снима покрете радника, али користи читавања сензора као улазне податке за рачунање ергономске процене помоћу *RULA* упитника и дају повратне информације раднику када се достигну одређени прагови толеранције у одређеним покретима (*Vignais et al., 2013*). Дакле, оба система користе спољне сензоре који се каче на тело радника (приказано на Слици 3-1), што и даље ограничава њихову употребу у реалном индустријском окружењу.



Слика 4-1. (а) Комбинација *Synertial IGS* одела и *Siemens JACK* софтвера за ергономску процену на позицијама монтаже делова у возилима, истраживање које се спровело у фабрици произвођача Шкода (Преузето са: www.synertial.com); (б) – мрежа ИМУ сенора развијена током пројекта *Cognito*. У овом случају, поред могућности праћења радникових покрета, *Cognito* систем пружа могућност подршке радника у смислу пружања информација преко мини дисплеја који је монтиран на главу радника (Преузео са: <http://www.ict-cognito.org>)

Како је технологија у области компјутерске визуализације напредовала, настали су нови *MoCap* за које није потребно примењивати екстерне маркере да би се прецизно снимили и евалуирали људски покрети, јер су новонастали системи засновани на технологији структурног осветљења (*Zhang et al., 2002*). Овакав начин снимања људских покрета је највише заинтересовао индустрију

компјутерских игрица и из тог разлога су се на тржишту нашли релативно јефтине и прилично робусни сензори за праћење покрета, помоћу којих је могуће управљати рачунаром. Најпознатији и најкоришћенији уређај је *Microsoft Kinect*. Да би проширили област примене, компанија *Microsoft* је пружила софтвер са отвореним приступом, преко којег се може направити пренамена основног уређаја, што је привукло пажњу великог броја научника из области компјутерске визије (*Milovanovic et al., 2012; Milovanovic et al., 2013, umd.*). Тако је ова технологија већ употребљена за препознавање хода (*Milovanovic et al., 2012*), за ергономска истраживања (*Dutta, 2012; Diego-Mas and Alcaide-Marcál, 2013; Partizi et al., 2015*), итд. Још један комерцијални уређај који ради по сличном принципу и који је развијен у скорије време је *Leap Motion*. Иако је првенствено *Leap Motion* развијен за потребе експлицитне интеракције између човека и рачунара, *Leap Motion* је такође пружио могућност пренамене свог уређаја да би се истражили потенцијали његове примене у различитим научним областима (*Zubrycki and Granosik, 2014; Bassily et al., 2014*). Основна разлика између ова два уређаја је то што *Kinect* поседује могућност снимања покрета целог тела, док *Leap Motion* има много мањи опсег за снимање и користи се за снимање и процену померања зглобова шака.

4.1.1 Примена *Kinect* сензора у ергономским истраживањима

Kinect представља компактан сензор, који спада у групу дубинских 3D камера и се састоји од неколико различитих сензора (приказано на Слици 3-2а): сензора дубине; видео камере; и четири микрофона (*Zhang, 2012*). Сензор дубине се састоји од инфрацрвеног пројектора светлости и инфрацрвене камере која може снимити сноп светлости који се пушта из инфрацрвеног пројектора (приказано на слици 3-2б). Радни принцип *Kinect*-а је базиран на технологији структурног осветљења. Инфрацрвени пројектор је састављен од инфрацрвеног ласера, чије светло пролази кроз дифрактор, при чему се инфрацрвена светлост расипа и на тај начин се испаљује сет инфрацрвених тачкица на одређени објекат који се налази у домету сензора (*Zhang, 2012*). Када инфрацрвене тачкице доспеју на одређени 3D објекат, инфрацрвена камера врши аквизицију одбијеног светла и уређај врши анализу добијеног патерна тачкица помоћу алгоритама структурног оптерећења, са циљем израчунавања дубинске мапе објекта и стога је могуће препознавање одређених 3D објеката (*Zhang, 2012; Patrizi et al., 2015*). Поред тога,

вредност дубине одређене тачке је додељена сваком пикселу слике која се добија са слике која се снима помоћу видео камере, чији пиксели комбинују информације о црвеној, зеленој и плавој боји и удаљености од самог сензора. Потом се снимљене мапе дубине и боја даље сегментирају, са циљем препознавања облика људског тела (*Partizi et al., 2015*). *Kinect* такође поседује алгоритам за праћење скелета човека, који је представљен преко одређених кључних тачака тела (зглобова), нпр. колено, лакат, кук, итд. (за детаљнији опис *Kinect* технологије, погледати: *Zhang, 2012*).

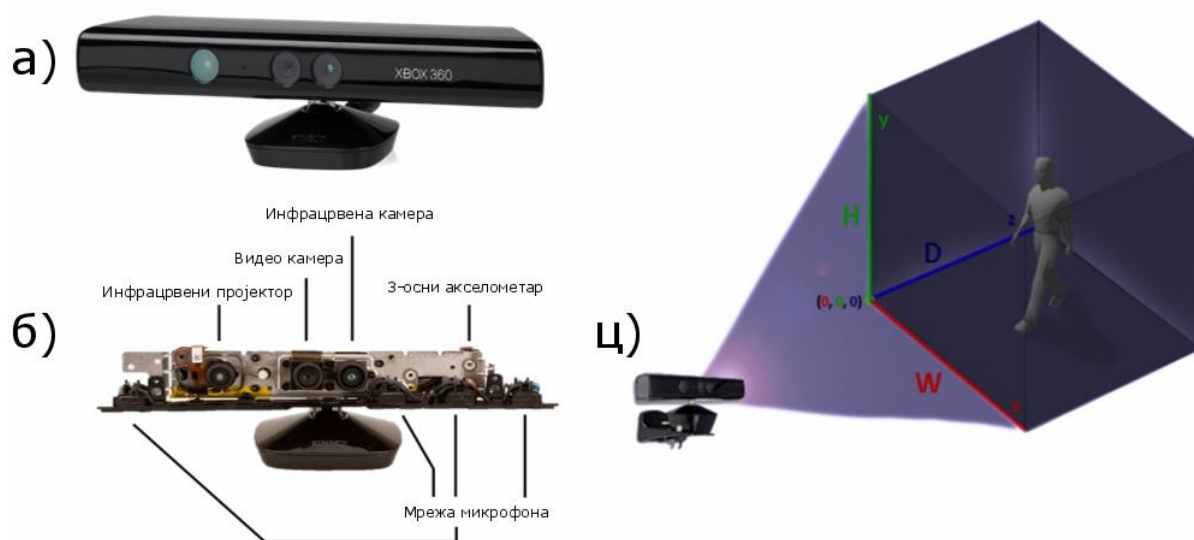


Figure 4-2: (a) - *Kinect* уређај; (б) – Поставка сензора унутар *Kinect* уређаја; (ц) – Графички приказ аквизивизиционог простора (Преузето од: *Milovanovic et al., 2013*)

Област снимања коју поседује *Kinect* је од 0.8 до 4 метара испред сензора, по z -оси, док је дистанца по x и y оси одређена углом снимања који по хоризонталној оси покрива 57.5° , док по вертикалној равни може покрити опсег од $43.5^\circ \pm 27^\circ$, у зависности од положаја уређаја (*Milovanovic et al., 2013*). Опсег који снимања који покрива *Kinect* је графички приказан на слици 3-2в.

Kinect је показао огроман потенцијал за употребу у ергономским истраживањима. На пример, *Martin et al. (2012)* су предложили примену овог сензора за процењивање положаја радника, који су запослени у складиштима и чији се посао састоји од подизања терета, у реалном времену. Слично томе, *Clark et al. (2012)* су истраживали могућности употребе *Kinect*-а за клиничке студије и

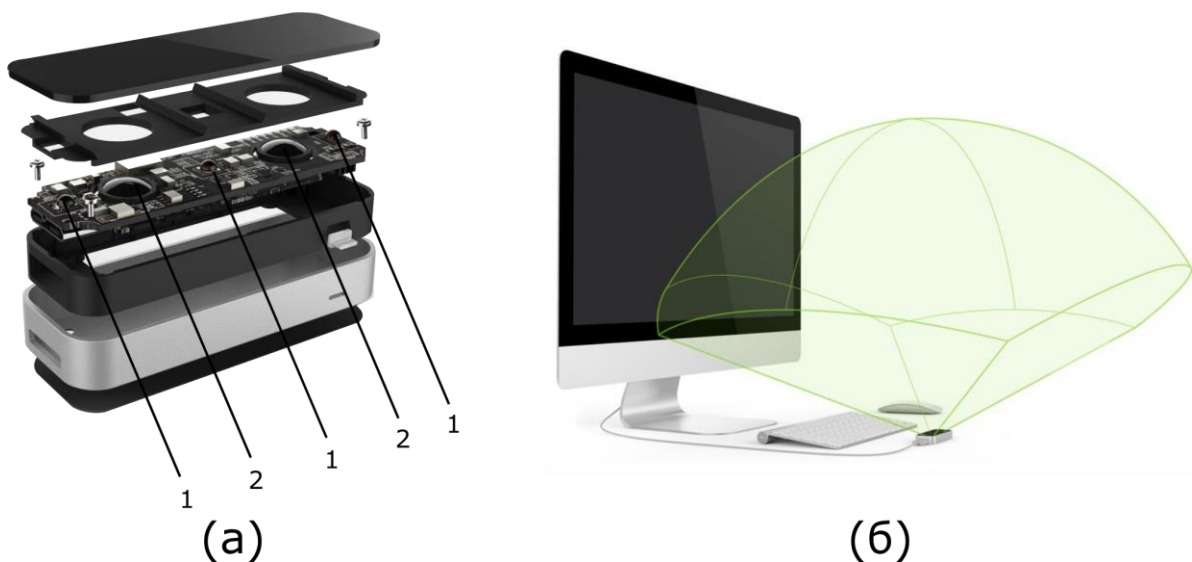
они су упоређивали снимке које су добили са поменутог сензора и поузданог *Vicon MoCap* система (који захтева употребу маркера на телу испитаника). Резултати који су добијени у поменутој студији су подржали употребу *Kinect*-а за ергономске анализе, јер су показали да је овај економичан систем имао упоредиве резултате са скупим и професионалним *Vicon* системом (*Clark et al., 2012*). Поред поменутих истраживања, *Diego-Mas u Alcaide-Marzal (2013)* су показали да се *Kinect* може користити као подршка за опсервациони метод *OWAS* тако што је могуће аутоматизовати аквизицију позиције зглобова човека и потом их директно уписивати у *OWAS* евалуационе табеле. Поврх тога, поново је показано да су резултати који се добију помоћу *Kinect*-а и *Vicon*-а скроз упоредиви, тако да су се и *Diego-Mas u Alcaide-Marzal, 2013* сагласили да се *Kinect* сензор може поуздано користити у ергономским истраживањима. Да је *Kinect* поуздан сензор такође показано у још новијој студији, где су упоређивали резултате са *Kinect*-а и најсавременијег *BTS SMART* сензора и поново је доказано да потрошачки уређај *Kinect* приказује упоредиве резултате у односу на најсавременије сензоре за праћење покрета човека (*Partizi et al., 2015*).

Дакле, горе поменуте студије подржавају *Kinect* и технологију коју он садржи, за будућу примену у ергономији, са циљем одређивања положаја тела радника у реалном времену. Из тог разлога је један од циљева ове дисертације праћење покрета радника, током симулиране радне операције. без употребе екстерних маркера са циљем развоја модела за одређивање положаја тела радника у реалном времену. Поврх тога, као што је раније предложено да покрети који нису у директној вези са одређеним задатком носе информацију о когнитивном стању човека, још један од циљева је да се истражи корелација између ових покрета и нивоа пажње радника, који се одређује помоћу бежичног ЕЕГ система.

4.1.2 *Leap Motion* сензор и његова примена

Leap Motion је мали и приступачан потрошачки сензор за праћење покрета (Слика 4-3а), који се појавио на тржишту у јулу 2013. године (*Fanini, 2014*). Радни принцип *Leap Motion* сензора је сличан принципу рада *Kinect*-а, где је највећа разлика у томе што је простор који обухвата *Leap Motion* доста мањи и он има само могућност праћења шака, док *Kinect* пружа могућност снимања целог тела и израза лица (*Marin et al., 2014*). Још једна важна разлика између два поменута

сензора је то што *Leap Motion* донекле пружа ограничен број информација, у смислу да *Leap Motion* може пружити само информацију о позицији кључних тачака, без могућности да пружа дубинско 3D мапирање објекта (*Marin et al., 2014*). Такође, као што је већ речено, аквизициони простор овог сензора је мали (слика 4-2б), али овај сензор пружа доста прецизне податке, са одступањем од свега неколико милиметара (*Marin et al., 2014; Bassily et al., 2014*). *Leap Motion* се састоји од две инфрацрвене камере и три инфрацрвених *LED* диода (Слика 4-3а), које служе за праћење покрета руку, прстију и до неколико објеката који се могу наћи у аквизиционом простору уређаја (Слика 4-3б). Генерална смерница је да се уређај треба поставити на радни сто и да гледа на горе, како би се осигурала прецизност података, унутар аквизиционог простора (*Marin et al., 2014*). Слика 4-4 приказује како изгледа пројекција шака испитаника, када се шаке поставе унутар аквизиционог простора уређаја.



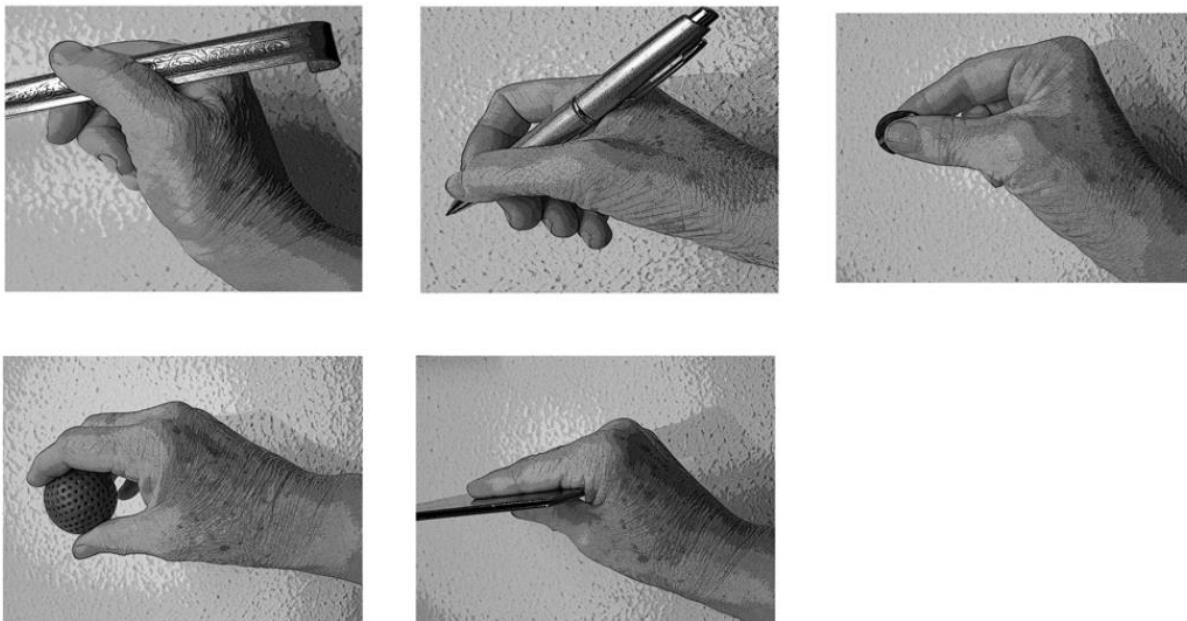
Слика 4-3: (а) - *Leap Motion* уређај и његова унутрашња структура: 1 – Инфрацрвене *LED* светилке, 2- Инфрацрвена камера; (б) – Графички приказ *Leap Motion*-овог аквизиционог простора, где је тај простор ограничен са: 150° угао на дужој страни, 120° углом са мање стране, 600 mm изнад уређаја и 600 mm ширине са сваке стране (Слике су преузете са: <https://www.leapmotion.com/product/desktop>)

Прецизност мерења која се обављају помоћу *Leap Motion* сензора је потврђена у истраживању *Weichert et al. (2013)*. За процену прецизности података, *Weichert et al. (2013)* су користили руку индустријског робота који је држао оловку, и која је била постављена изнад сензора. Померање роботске руке је имало прецизност

од 0,2 милиметра. У овом истраживању је потврђено да је *Leap Motion* прецизно детектовао померање оловке, што доводи до закључка да поменути уређај поседује велику прецизност мерења (*Weichet et al., 2013*). Поред тога, његова прецизност је такође потврђена у истраживању које је испитивало могућност увођења овог сензора у медицинске апликације. *Ebert et al. (2014)* су креирали под-програма за *OstriX medical image viewer* софтвер, а који је компатибилан са *Leap Motion*-ом. Другим речима, креирали су софтвер за праћење покрета шака, који је базиран на снимањима *Leap Motion* сензора и повезали су га на *OstriX medical image viewer* софтвер, са циљем креирања интеракције између корисника и програма без додиром, тј. само помоћу покрета руку (*Ebert et al., 2014*). Ова студија је на крају предложила да технологије које су базирани на препознавању покрета руку треба да буду стандардизоване за примену у медицини (*Ebert et al., 2014*). Поред тога, још једна студија која је истраживала потенцијалну примену *Leap Motion* сензора у медицини је предложила да се *Leap Motion* користи као алат за опоравак пацијената после можданог удара (*Khademi et al., 2014*), са циљем вежбања покрета прстију после поменутог поремећаја. Још једна занимљива примена *Leap Motion*-а је за даљинско управљање роботском руком (*Bassily et al., 2014; Zubrycki and Granosik, 2015*).

Из свега горе поменутог показано је да се *Leap Motion* може поуздано користити у различитим пољима *HCI*-а и интеракције човека и робота (енг. *Human-Robot Interaction – HRI*). Међутим, прегледом литературе је установљено да до данас нису објављене студије које су истраживале могућност употребе овог уређаја за ергономска истраживања. Стога је овде предложена потенцијална примена овог уређаја за одређивање позиције руку током ручне употребе разних алата, са посебним освртом на стезање и руковање различитим алатима (Слика 4-5). Процена ризика при оваквој употреби алата је укључена у *occupational repetitive actions (OCRA)* анализе и смернице су дате у међународном стандарду *ISO 11228-3:2007*. У овом стандарду је констатовано да неправилни покрети шака при оваквом руковању материјала може водити до замарања мишића и стога треба избећи овакво руковање алатима (*ISO 11228-3:2007*). Међутим, у индустрији није могуће заобићи такве послове и због тога би процена покрета шака током таквог руковања материја била од користи. Како *Leap Motion* пружа веома прецизно одређивање положаја зглобова шака у реалном времену, он се може искористити

за потенцијално смањивање напора мишића током оваквих задатака, када се ови задаци обављају у продуженом временском интервалу.



Слика 4-4: Пар примера захвата материјала мале тежине (Преузето из: ISO 11228-3:2007)

5. Методе коришћене у експерименталним истраживањима: Корак ка стварању мултимодалног и когнитивно-свесног система

У трећем и четвртом поглављу је било речи о томе како се различити модалитети сигнала могу користити за процену когнитивног стања особе, као и о примени оваквих система у индустрији. Дискутовало се и о томе како се физиолошки сензори могу користити самостално, али и у мултимодалној интеракцији, за боље разумевање људске спознаје у свакодневници. Осим тога, у поглављу 4 било је речи о коришћењу *MoCap* уређаја за процену положаја тела радника, али и у циљу процене менталног стања особе.

Ово поглавље је базирано на научном конференцијском раду Мијовића и колега (2015a), где је предложено увођење мултимодалног система, који се састоји од психофизиолошких сензора (ЕЕГ, *GSR*, *HR*) и сензора за праћење покрета (*Kinect* и *Leap Motion*), у индустријско окружење. Предложени систем има за циљ синхронизовано снимање радникових психофизиолошких сигнала и сигнала помераја радника током радне операције, да би се детектовале промене у когнитивном стању радника. На тај начин било би могуће предложити одређене акције које би се могле спровести правовремено, када психофизиолошки параметри покажу да се радник суочава са нпр. падом пажње или када радник проводи одређено време у непријатном и неприродном положају. Иако је предложен развој система који би требало да ради у реалном времену, ова дисертација се бави *post-hoc* анализама интеракције између поменутих система и има за крајњи циљ да предложи на који начин би се анализа могла радити у реалном времену. Поред тога, други циљ истраживања, које ће бити представљено у даљем тексту, је одређивање како одређени параметри (и на који начин) утичу на когнитивно стање радника.

Мултимодални систем који има могућност имплицитне интеракције између човека и рачунара се назива *implicit multimodal HCI* (или скраћено *MMHCI*; *Jaimes and Sebe, 2007*; *Mijović et al., 2015a*). Класична примена *MMHCI* има за циљ да се истражи могућност за приближавање компјутерских технологија корисницима, кроз унапређење експлицитне интеракције (*Jaimes and Sebe, 2007*). Самим тим,

у литератури не постоји велики број радова који се бавио развијањем имплицитних *MMHCI* система и из тог разлога развој таквог система представља један од циљева ове дисертације. У следећим поглављима, прво ће бити уведен појам имплицитне интеракције између човека и рачунара (поглавље 5.1). У циљу развоја *MMHCI* система у индустријским условима, једно радно место компаније “*Gomma Line*” (Крагујевац, Србија) је реплицирано и биће приказано у поглављу 5.2. Симулирана радна операција, коју су испитаници у студији овбављали, биће приказана у поглављу 5.3.1. Како је један од циљева дисертације истраживање могућности снимања и анализе *P300* компоненте догађајем изазваних потенцијала, испитаници у студији су паралелно са симулираном радном акцијом били подвргнути психолошким тестовима, који ће бити објашњени у поглављу 5.3.2. Како је већ напоменуто, испитаници у студији су били опремљени мрежом сензора за снимање психо-физиолошких сигнала, која ће бити представљена у поглављу 5.4.1, као и сензорима за снимање покрета који ће бити представљени у поглављу 5.4.2. На послетку ове секције биће приказана архитектура целокупног система, у поглављу 4.5.

5.1 Коришћење имплицитног *HCI* система за дизајнирање когнитивно-свесног система

Као што је већ напоменуто у уводу, ергономија истажује интеракцију између човека и система. Слично томе *HCI* је мултидисциплинарна научна грана која се бави теоријама, дизајном, имплементацијом и евалуацијом начина на који човек и компјутеризовани систем међусобно сарађују (*Kim, 2015*). У савремено доба, ова интеракција постаје све значајнија за успешно пословање људи у свакодневници (*Schmidt, 2000*). *HCI* је до данас био највише заинтересован за експлицитну интеракцију, тј. Највећи део истраживања у *HCI* студијама је посвећено дизајнирању интерфејса рачунара (*Hartson and Gray, 1992*). У експлицитној интеракцији, корисник пружа компјутеризованм систему одређене улазне информације кроз графички интерфејс, које се могу пружити систему кроз звуковни улаз, покретима, преко миша и тастатуре, итд. Компјутеризовани систем даље обрађује улазне информације и пружа кориснику одређене излазне информације (*Schmidt, 2000*). У том погледу, технолошки контекст експлицитних *HCI* система посматра компјутере као независне машине које се заснивају на

експлицитној интеракцији кроз , нпр. тастатуру и миша и који приказују обрађене информације преко компјутерског монитора.

Иако људи све више савладавају уређаје који омогућују експлицитну интеракцију, овакав начин интеракције недвосмислено успорава интеракцију, а поред тога је у одређеној мери и неинтуитиван (*Pavlovic et al., 1997*). Алтернативно, пред научницима је нови изазов за побољшање постојеће интеракције, са циљем да се постигне природнија интеракција између компјутеризованог система и човека. Крајњи циљ је да се ови системи приближе комуникационим принципима који се дешавају у интеракцији између два људска бића и самим тим да се створи природнија интеракција. Пратећи нове трендове, *Schmidt (2000)* је дефинисао принцип рада имплицитних *HCI* система као: „Акција коју особа спроведе, а која нема примарну улогу да комуницира са компјутеризованим системом, али коју такав систем сматра као улазну информацију“. Овој дефиницији је претходило то што се у интеракцији двоје људи, и ситуацијама у којима људи међусобно комуницирају, највећи део информација се преноси имплицитном комуникацијом (*Schmidt, 2000*). С обзиром да се највећи део информација током природне интеракције између двоје људи преноси имплицитним путем, *Schmidt (2000)* је предложио да се такав начин комуникације треба остварити и између компјутеризованог система и човека. Пратећи тај правац истраживања, развој малих, поузданих и доступних сензора отвара цео спектар нових могућности за имплицитну интеракцију са компјутеризованим системима, што даље пружа могућност развоја сензитивних радних окружења (*Mijović et al., 2015*).

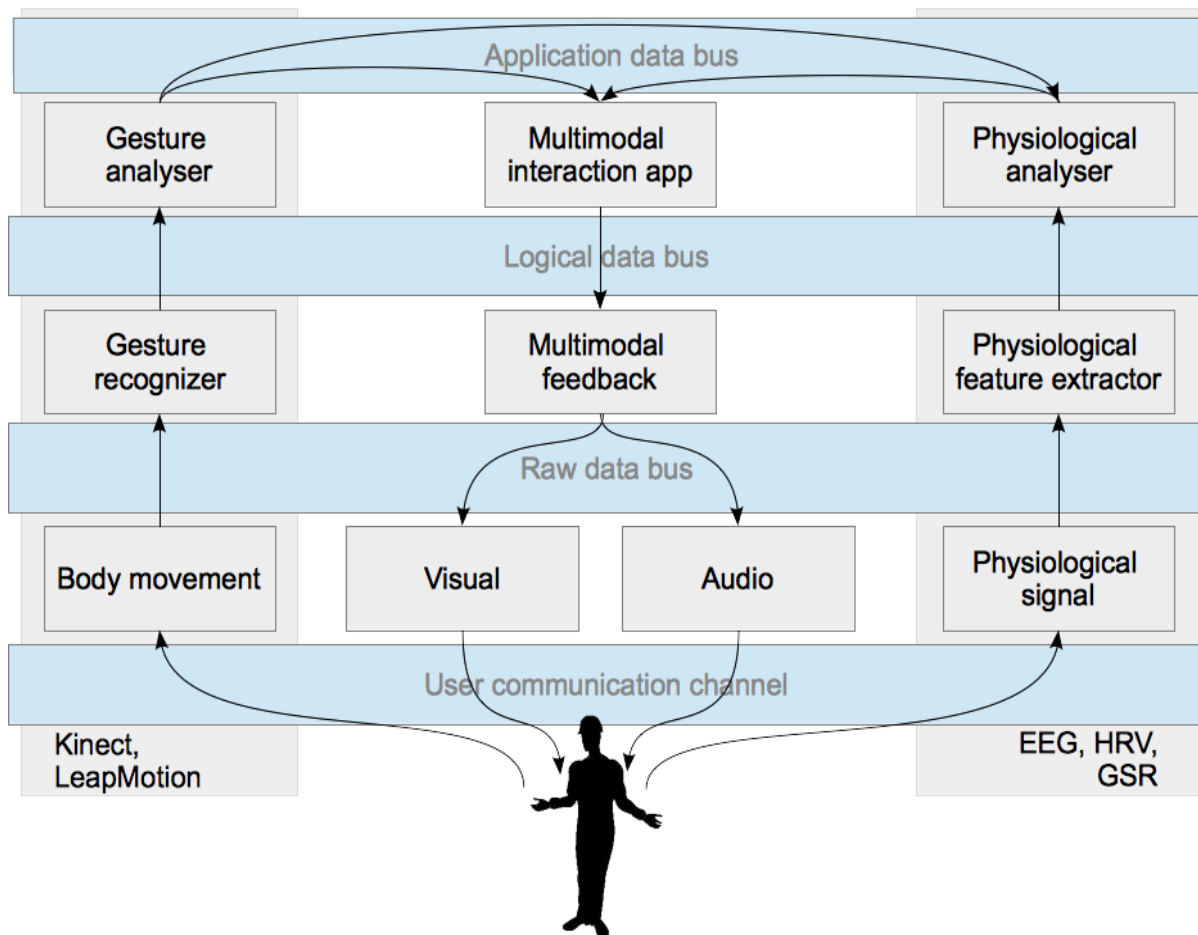
Ова дисертација истражује могућност увођења имплицитног *HCI* система за посматрање радничког когнитивног стања, тј. развој когнитивно-свесног компјутерског система (*Bulling and Zander, 2014*) и његову имплементацију у индустријским окружењима. Когнитивно-свесни компјутеризовани систем је дефинисан као систем који може да осети и да се прилагоди контексту когнитивних аспеката код људи (*Bulling and Zander, 2014*). Из тог разлога би увођење когнитивно-свесног система у индустрију било пожељно, поготово за индустријске раднике који раде на монотоним пословима ручне монтаже делова, који захтевају извођење репетитивних задатака, који даље доводе менталног замора и паду концентрације како време одмиче (*Smith, 1981; Fisherl, 1993*).

Радникове операције углавном захтевају извршење задатака помоћу алата и/или управљања одређеном машином, и у таквом контексту експлицитна интеракција постаје прилично непрактична. Стога је неопходан нови начин комуникације који се може увести кроз модел интеракције који је више природан. Стабилна основа за грађење модела природне интеракције се због тога мора заснивати на модалитетима који могу омогућити имплицитну интеракцију између радника и радног места. Ти модалитети могу бити покрети, глас, психо-физиолошки сигнали, итд. У циљу достизања тог циља, у овом раду је креирано ненаметљиво сензорско окружење и уведен је појам сензитивног радног места (*Mijović et al., 2015a*).

Предложено сензитивно радно место се састоји од ненаметљивих система за праћење покрета и психо-физиолошких сензора, који пружају могућност посматрања радне активности и физиолошких сигнала, без непосредних сметњи током обављања радних индустријских задатака (као што ће бити приказано у следећој секцији). Предложени систем би у основи требало да пружи посматрање радних активности континуирано и реалном времену, што би даље требало да обезбеди правовремено откривање девијација у радниковом когнитивном стању. Претпоставка је да би на тај начин систем требало да буде способан да спречи грешке у раду, што би даље водило до смањења повреда на радном месту, док би продуктивност радника требало да се повећа, што би коначно водило унапређењу радног места. У односу на постојеће радне системе који захтевају од радника да се прилагоди радним условима, предложени систем требало би да омогући континуирано унапређење радног процеса у складу са специфичним профилем радника.

Предложени модел сензитивног система уведеног на радном месту, који се ослања на имплицитну интеракцију човека и компјутеризованог система приказан је на слици 5-1. Основна идеја је да се користе ненаметљиви сензори за праћење тела радника (*BodyMovement*), затим да се идентификују одређени гестови (*GestureRecognizer*) и да се развије модел оптималног кретања радника на радном месту (*GestureAnalyser*), Слика 5-1. Користећи технологију структурираног светлења које се налази у уређајима *Kinect* и *Leap Motion*, могуће је снимити покрете тела који су представљени помоћу скелетне структуре тела и руку и помоћу којих се могу представити процене покрета у реалном времену.

На основу овог улаза, предвиђено је развијање модела за процену покрета радника, који би био у стању да препозна генеричке патерне покрета на радном месту. Излаз из овог модула ће се даље спровести у апликација *Gestureanalyser*, који је у фази развоја, како би се одредили модели понашања радника на одређеном радном месту (*Mijović et al., 2015a*).



Слика 5-1: Визуелни приказ мултимодалног система који је предложен за концепт сензитивног радног места (Преузето из: *Mijović et al., 2015a*)

Са друге стране је планирано да се прикупе психо-физиолошки сигнали помоћу *EEG GSR* и *HR* сензора (*physiological signal*), потом да се одреде одређене особине ових сигнала (*physiological feature extractor*), да би се на крају покушало одредити радников ниво пажње, ментални замор, когнитивна ангажованост, итд. (*physiological analyser*), као што је приказано на Слици 5-1. Сви поменути сензори су повезани са рачунаром за снимање помоћу бежичне *Bluetooth* везе, и на тај начин су шумови који се јављају приликом покрета сведени на минимум. По завршеној аквизививији и обради података, намера је пројектовати *physiological*

feature extractor и *physiological analyzer* који би служио за процену радничког когнитивног стања у реалном времену. Међутим, поменути модули су још увек у процесу изградње.

Коначно, у циљу побољшања анализе психо-физиолошких сигнала и како би се могла добити прецизнија процена когнитивног стања радника, будуће истраживање ће бити спроведено са циљем испитивања могућности комбиновања сигнала покрета и психо-физиолошких сигнала добијених са поменутих сензора, да би се могао подржати прецизнији систем за доношење одлука (Слика 5-1). Како покрети радника представљају коначан резултат разних когнитивних процеса, успостављање везе између когнитивних процеса и покрета требало би да допринесе раном препознавању девијација у радном учинку, што би могло довести до спречавања менталног и/или физичког преоптерећења радника.

5.2 Развој сензитивног радног места

У циљу испитивања изводљивости концепта сензитивног радног места, веродостојна реплика специфичног радног места је креирана, уз консултације са предузећем које производи аутомобилске делове, на катедри за производно машинство, Факултет инжењерских наука, Универзитета у Крагујевцу. Како се поуздано ЕЕГ снимање и даље може спровести само употребом влажних електрода, снимање је обављено на реплицираном радном месту где се симулирао процес производње гумених црева која се уграђују у хидрауличне кочионе системе моторних возила (Слика 5-2). Да би се што веродостојније копирао радно место, сви главни елементи из фабрике су реплицирани у лабораторији, узимајући у обзир просторне димензије радног места, као и амбијенталне услове. Слика 5-2 (лево) приказује стварно радно место, док је лабораторијска реплика приказана на слици 5-2 (десно).

Лабораторија, у којој су се вршила експериментална истраживања, је климатизована и микроклиматски услови су били под контролом, одржавајући температуру на 24 ± 1 °C, док је вредност релативне влажности ваздуха износила између 40% и 60%. Осветљеност је такође била идентична као на стварном радном месту, јер су коришћене исте сијалице, тако да је вредност осветљености

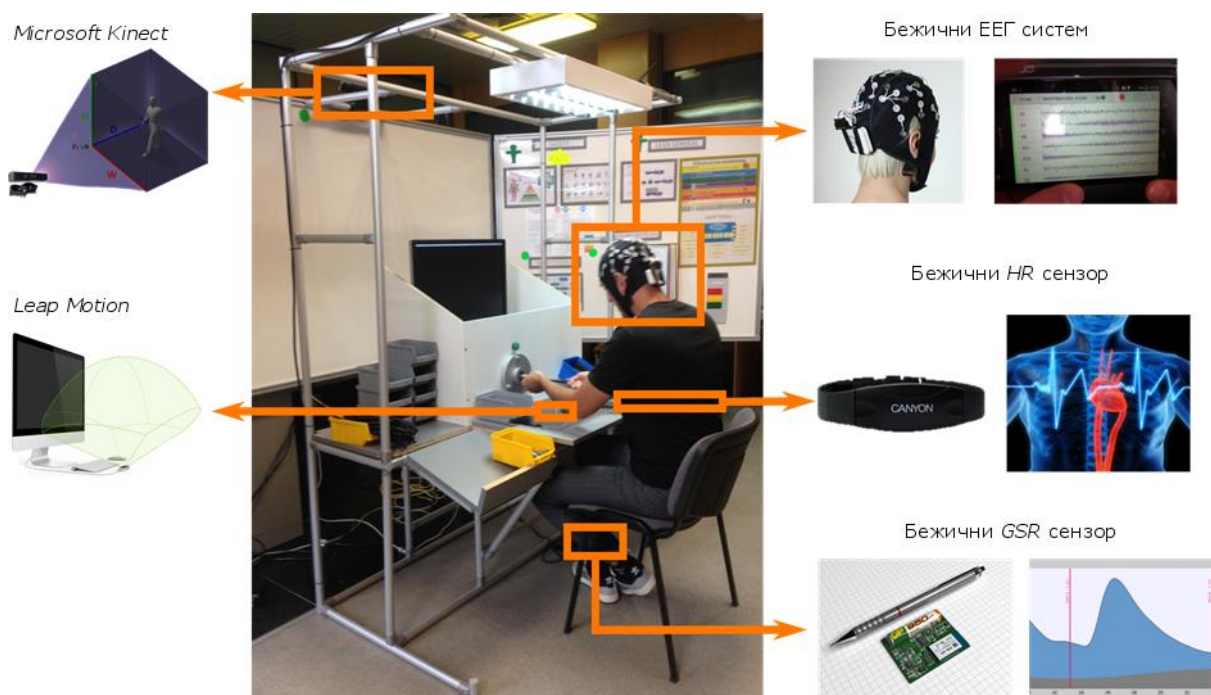
била 810 lx. Поред тога, ниво буке је добијен снимањем звукова у близини оригиналног производног погона, помоћу кардиоидно-кондензаторског микрофона *AT2020USB (Audio-technica, Јапан)*, која је касније пуштана током експеримента спомоћу *SW-HF 5.1 6000 surround multimedia speaker (Genius, Тајван)*. Све Амбијенталне (осветљеност, бука) и микроклиматске (температура, влажност) вредности су добијене коришћењем вишенаменског уређаја за мерење параметара окружења *PCE-EM882 (PCE instruments, УК)*.



Слика 5-2: Графички приказ индустријског радног места (слика лево) и реплицираног радног места у лабораторијском окружењу (слика десно)

По креирању реплицираног радног места, учесници у студији су били опремљени са преносним сензорима за психофизиолошка мерења, као што је приказано на Слици 5-3. Осим тога, њихови покрети су снимљени помоћу *Kinect* сензора, који је постављен фронтално и у нивоу изнад испитаника (као што је приказано на Слици 5-3). Покрети руку су снимани помоћу *Leap Motion* сензора, који се налазио у радном столу, испод руку учесника у истраживањима (Слика 5-3). Детаљан

опис сензора који су се користили у истраживањима биће представљени у секцији 5.4.



Слика 5-3: Поставка сензора у реплицираном радном месту

5.3 Експериментални задатак

5.3.1 Симулирана операција ручне монтаже црева

Радник, током обављања радне операције, спроводи операцију кримповања металног наставка на гумено црево. Ова јединствена операција, која се спроводи у седећем положају, састоји се од осам једноставних корака (акција). Сваки корак симулиране радне операције графички је приказан на слици 5-4 и биће објашњена у даљем тексту.

Важна напомена је да је током симулиране радне операције у лабораторијским условима уведена једна функционална модификација. У циљу добијања *P300* компоненте догађајем изазваних потенцијала током симулиране радне активности, испитаницима је била пружена информација која је означавала почетак сваке радне операције, у форми визуелног надражаја (који ће бити објашњен до детаља у следећој секцији). Оваква модификација је била неопходна за одређивање скривених когнитивних контекста, јер су овакве информације

обично уписане у динамику мождане активности и да би се анализирали специфични когнитивни процеси, они се прво морају изазвати уз истовремено отклањање спорадичних процеса који се одвијају у људском мозгу. Валидност поменуте модификације лежи у томе што постоји генерална препорука да се радницима који раде на пословима монтаже треба правовремено достављати информација о послу који обављају (*Stiefmeier et al., 2008*). Из тог разлога, једноставно представљање стимулуса који служи као информација о почетку операције не одскаче много од индустријске праксе. Важна напомена је да је појава визуелних надражаја програмирана на тај начин да се динамика приказивања ових надражаја поклапа са динамиком посла у реалном радном окружењу.

Симулирана радна операција се састоји од осам главних производних корака (као што је приказано на слици 4-4): Прво се информација, у виду визуелног надражаја, представља испитаницима (корак 1), након чега је испитаник инструкисан да отпочне радну операцију тако што узима гумено црево (корак 2) и метални наставак (корак 3). Након тога, испитаници треба да поставе метални наставак на гумено црево (корак 4) и да поставе оба дела унутар машине за кримповање (корак 5). Када су оба дела исправно постављена унутра машине, пали се зелена индустријска лампица, која обавештава раднике да су делови правилно постављени унутар машине, и након чега испитаници морају да притисну папучицу да би отпочели симулирани рад машине за кримповање (корак 6). По завршетку симулиране машинске операције, од испитаника се тражи да изваде комплетирани део из машине и да га ставе у кутију у којој се налазе комплетирани делови (корак 7). По завршетку целе операције, испитаници морају да сачекају следећи визуелни надражај, пре него што крену у извршавање следеће радне операције (корак 8).

Важна напомена је та да се у постојећој постави експеримента снимање времена реакције не може обавити на традиционалан начин, тј. као време од приказивања одређеног надражаја до брзе реакције испитаника притиском на дугме. Уместо таквог начина мерења времена реакција, у постојећој поставци експеримента се то време мери као време које је прошло од приказивања стимулуса (корак 1) до тренутка када испитаник притисне педалу, тј. започне импровизовану радњу кримповања дела (корак 6), приказано на слици 5-4.



Слика 5-4: Графички приказ симулиране операције кримповања механичких делова

5.3.2 Експерименталне процедуре

Експерименталне процедуре које ће бити приказане у овој дисертацији сличне су експерименталним процедурама у раније објављеним научним радовима (Mijović *et al.*, 2015c; Mijović *et al.*, 2016) и биће објашњене даље у тексту.

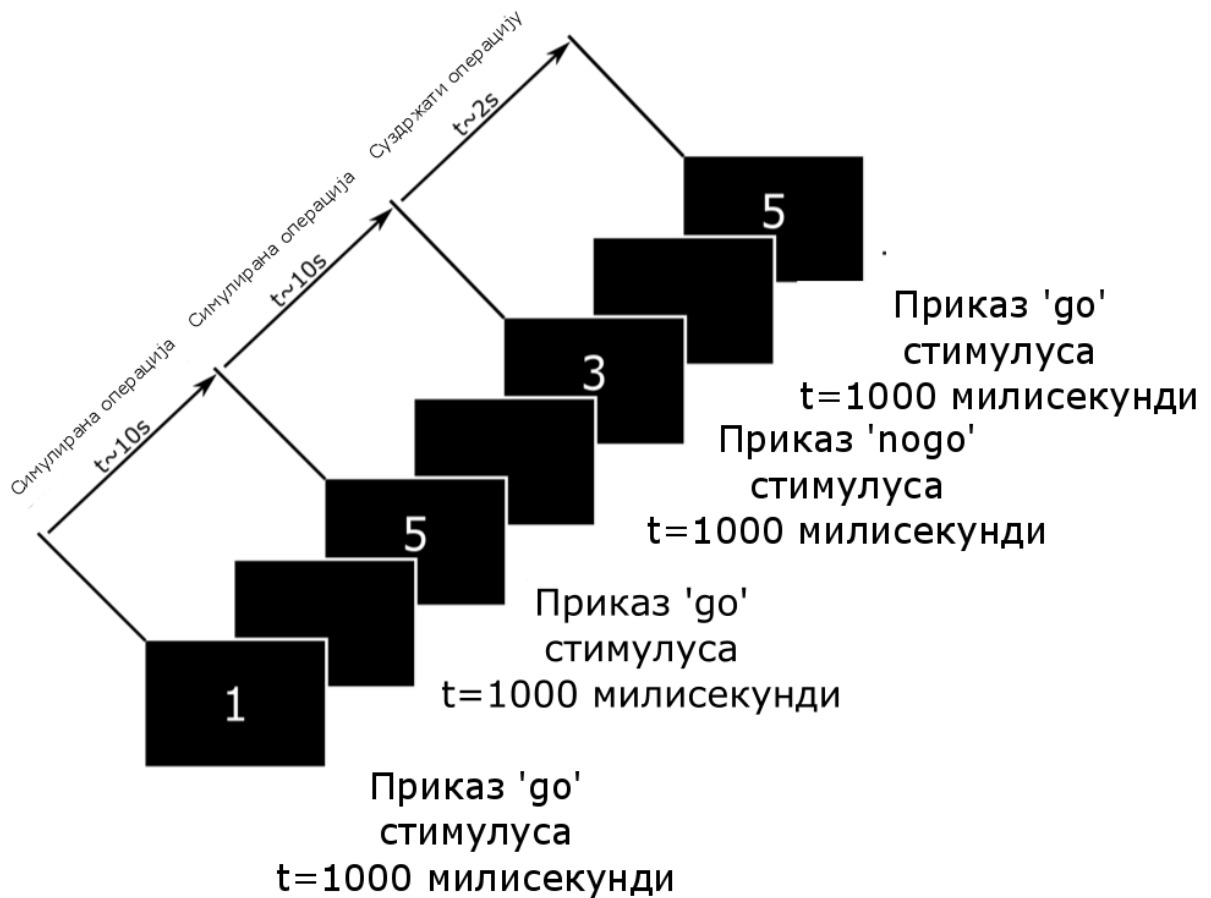
У току експеримената у лабораторији су била присутна макар два истраживача. Њихов задатак је био да осигурају да ће се све експерименталне процедуре спровести на стриктно утврђени начин. Истраживачи су седели иза непровидне табле, тако да их испитаници не могу видети, док су инстраживачи посматрали испитанике уз помоћ видео камере са кинект сензора.

Испитаници су седели у удобној столици за импровизованим радним местом, које је укључивало и импровизовану машину (Слика 5-4). Као што је већ напоменуто у Секцији 5.2, једна функционална модификација је направљена на реплицираном радном месту, у смислу модификовања информације која се пужа

испитаницима, а са циљем приступања догађајем изазваним потенцијалима. Из тог разлога су се учесницима у студији, истовремено са симулираном радном акцијом, приказивале две психолошке парадигме које су носиле информацију о почетку радне операције, тј. Модификони *sustained attention to response task (SART)*, који је у презентованим експерименталним истраживањима назван Бројеви (Слика 5-5) и други задатак који је назван Стрелице (приказан на слици 5-6). Оба задатка су приказивана на екрану који је био у нивоу очију испитаника и на удаљености око једног метра. Испитаници у студији су инструкисани да започну симулирану радну операцију (која је приказана на слици 5-4), по приказивању стимулуса на екрану. Важна напомена је да су у експерименталним истраживањима, која ће бити приказана у Поглављу 6 и 8, испитаници спроводили само задатак Бројеви, док су у експерименталним истраживањима, која ће бити презентована у поглављима 7 и 9, испитаници спроводили оба задатка у балансираном односу (са паузом од 15 минута између задатака).

Као што је објашњено у научном раду *Mijović et al. (2016)*, оригинална *SART* парадигма се састоји о узастопног приказивања бројева од 1 до 9, где се од испитаника тражи да дају брз одговор на поменуте надражаје, са уизузетком приказивања броја 3, где се од испитаника тражи да се уздрже од одговора (*Robertson et al., 1997*). Једна од главних разлика између оригиналне *SART* парадигме и парадигме Бројеви је та што је редослед приказивања бројева у задатку Бројеви рандомизован, са условом који забрањује два узастопна приказивања цифре 3 (која се сматра 'no-go' стимулусом). Такође, још један услов је да се између приказивања два 'no-go' стимулуса морају појавити барем два 'go' стимулуса. На тај начин, учесници у студији нису могли да предвиде када би на екрану могао да се појави 'no-go' стимулус. Поред тога, у оригиналном *SART* задатку се од испитаника захтева да дају брз одговор на 'go' надражаје, у смислу притиска одговарајућег тастера са кажипрстом доминантне руке. Међутим, када би се поставио овакав захтев испитаницима, који су учествовали у експерименталним истраживањима ове дисертације, то би несумњиво додатно оптерећивало испитанике, јер би се од њих захтевало да обављају додатан задатак који није везан за симулирану радну операцију. Из тог разлога се од испитаника захтевало да отпочну симулирану што пре могуће и било којом руком (тј. Испитаници су могли да бирају да ли ће симулирану радну акцију отпочети

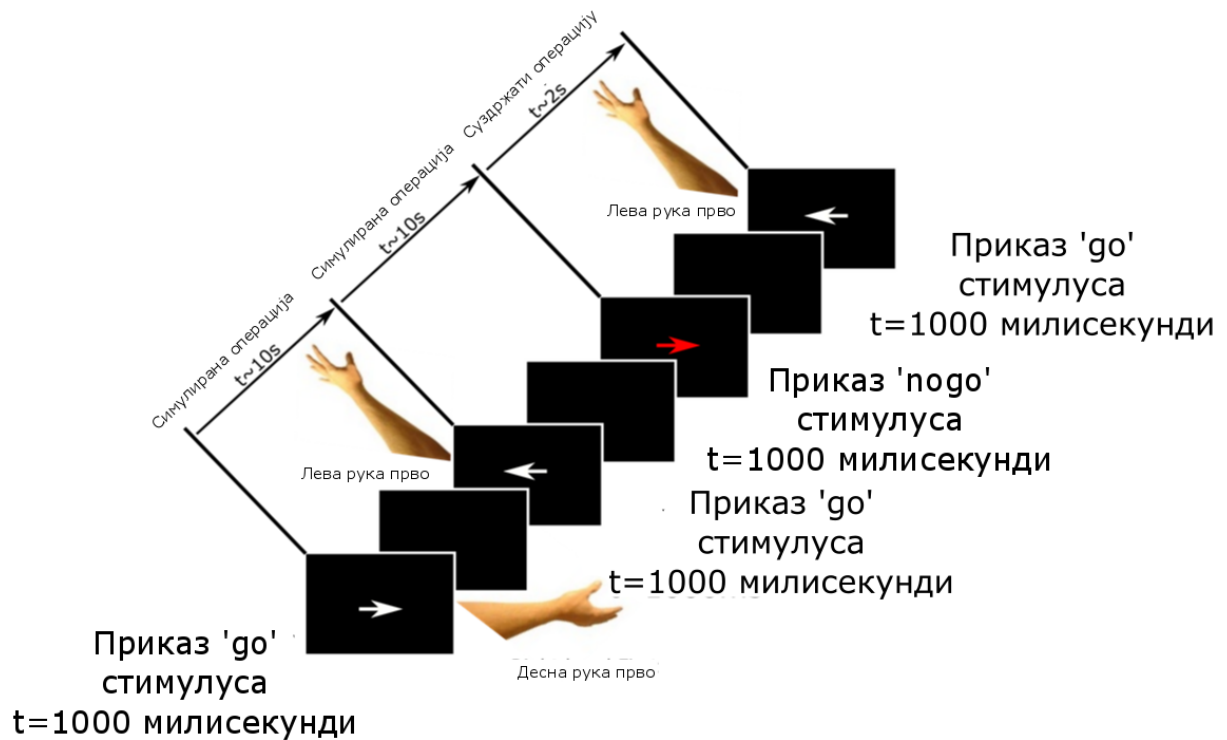
са кораком 2 или кораком три, приказаним на слици 5-4) , када се одговарајућа цифра (визуелни надражај) прикаже на екрану. Поред тога, слично раду *Dockree et al. (2007)*, цифре које су приказиване на екрану су рандомизовано вариране у величини са циљем повећања захтева при когнитивној обради нумеричке вредности и са минимизирањем могућности да испитаници креирају шаблон препознавања цифре 3 ('no-go' стимулуса). Стога су цифрама додељиване величине 60, 80, 100, 120 и 140 у *Arial* фонту.



Слика 5-5: Графички приказ задатка Бројеви

Други задатак, којем су испитаници били изложени, је био задатак Стрелице, који је представљен у раду *Mijović et al. (2015c)*. Процедуре и визуелни надражаји у овом задатку су практично усвојени из научног рада *Donkers u Boxtel (2004)*. Задатак стрелице такође представља 'go/no-go' задатак, а разлика у односу на задатак бројеви је та што се испитаницима на средини екрана представљају стрелице које показују у левом или у десном правцу и где беле стрелице

представљају 'go' (циљани стимулус), док црвене стрелице представљају 'no-go' стимулус. Секвенца приказивања стимулуса је рандомизирана на исти начин као што је то учињено у задатку Бројеви. Главна разлика између задатака Бројеви и Стрелице је та што испитаници у задатку Бројеви могу започети акцију било којом руком, док се у задатку Стрелице захтева од испитаника да започну симулирану радну операцију руком која одговара смеру стрелице. Другим речима, испитаници су инструкисани да у задатку Стрелице започну радну операцију са кораком 2, уколико бела стрелица показује на десно, односно левом руком када бела стрелица показује на леву страну (са кораком 3, приказаним на слици 5-4).



Слика 5-6: Графички приказ задатка Стрелице

Независно од задатка, сви визуелни стимулуси су презентовани на црној позадини екрана у дужини од 1000 милисекунди. Сваки задатак се састојао од укупно 500 стимулуса, са вероватноћом приказивања 'no-go' стимулуса од 10% (укупно 50 стимулуса), док су се 'go' стимулуси презентовани укупно 450 пута (по задатку). Средњи временски интервал између приказивања два узастопна 'go' стимулуса (енг. *inter-stimulus interval* – *ISI*) био је 11240 мили секунди (сд = 410 милисекунди), док је средњи временски интервал између 'no-go' и следећег 'go'

стимулуса износио 3210 милисекунди (сд = 120 милисекунди). Укупно време трајања сваког задатка било је око сат и по времена, након чега су субјекти имали паузу од 15 минута, пре почетка следећег задатка.

Спецификације задатака су програмиране у *Simulation and Neuroscience Application Platform* (SNAP, доступно на веб-адреси: <https://github.com/sccn/SNAP>), који је развијен од стране *Swartz Center for Computational Neuroscience (SCCN)*. Као што је претходно објашњено у раду *Bigdely-Shalmo et al. (2013)* и *Gramann et al. (2014)*, SNAP се програмира у оквиру *python-a*, са циљем експерименталне контроле и способан је да шаље одговарајуће маркере кроз *Lab Streaming Layer (LSL, available at https://code.google.com/p/labstreaminglayer/)*. Принцип рада LSL стримера ће бити детаљније објашњен у секцији 5.5.

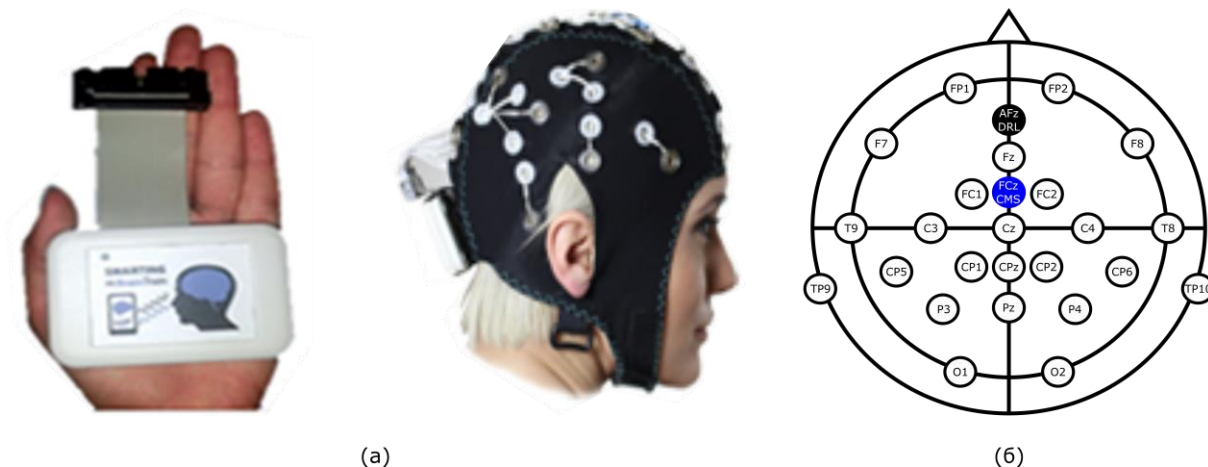
5.4 Уређаји који су коришћени у истраживањима

5.4.1 Физиолошки сензори

5.4.1.1 **Бежични ЕЕГ систем 'SMARTING'**

Аквизиција ЕЕГ сигнала обављала се коришћењем савременог бежичног ЕЕГ система *SMARTING (mBrainTrain, Србија)*. *SMARTING* систем (приказан на слици 5-7а) поседује могућност снимања ЕЕГ сигнала са фреквенцијом семпловања од 500 Hz и 24-бинином резолуцијом података. *SMARTING* је мали и лаки ЕЕГ појачавач (димензија *85x51x12mm, 60g*), који се повезује на 24-оро каналну ЕЕГ капу (*Easycap, Немачка*) у оксипиталном пределу главе, помоћу еластичне траке. Веза између појачавача и компјутера се остварује помоћу *Bluetooth* везе (*Bluetooth v2.1*). Сам дизајн јединице капа-појачавач осигурава минималне релативне покрете појединачних електрода, каблова и/или појачавача, због чега су електромагнетске сметње, као и шумови који се јављају услед померања каблова, електрода, итд. сведени на минимум. Поред тога, мале димензије појачавача пружају потпуну мобилност испитаницима, из разлога што се од њих не тражи да седе у једном положају, већ се могу слободно кретати. ЕЕГ капа се састоји од *Ag/AgCl* електрода које су постављене по препорукама међународног 10-20 система: *Fp1, Fp2, Fz, F7, F8, FC1, FC2, Cz, C3, C4, T7, T8, CPz, CP1, CP2, CP5, CP6, TP9, TP10, Pz, P3, P4, O1* и *O2* (графички приказано на Слици 5-7б).

Снимање ЕЕГ сигнала се обавља у односу на референтну *FCz* електроду, док је електрода уземљења постављена на локацији *AFz*. Пре почетка експеримената, експерименталне процедуре су захтевале да импедансе на електродама морају бити испод вредности од $5k\Omega$, што је било потврђено софтвером за аквизицију ЕЕГ података. Такође, софтвер за аквизицију ЕЕГ података поседује могућност слања података преко *LSL-a* до *lab recorder* софтвера.



Слика 5-7: (а) – Бежични ЕЕГ систем SMARTING и приказ поставке ЕЕГ система на главу испитаника; (б) Позиције електрода

5.4.1.2 Бежични GSR уређај

Бежични *GSR* уређај који је коришћен у истраживањима развијен је на Универзитету у Крагујевцу. Овај уређај користи методе снимања директном струјом и стога спада у уређаје који користе егзосоматична снимања. Фреквенција семпловања уређаја износи 40 Hz , а кондуктивност коже се може мерити у границама између 0 и $120\ \mu\text{S}$. Што се тиче преноса података са уређаја на рачунар, уређај поседује *Bluetooth* модул, помоћу чега је омогућено снимање и слање података у реалном времену. За аквизицију података, катедра производног инжењерства развила је самосталну апликацију, која може даље прослеђивати податке преко *LSL* стримера до *lab recorder-a*. Сам уређај је мали и компактан, и његове димензије износе $50 \times 40 \times 10\text{ mm}$. Појачавач је повезан на две *Biorac-EL507* електроде које имају следеће спецификације: *Ag/AgCl* електроде су у контакту са кожом преко сунђера који је натопљен електролитним гелом, који садржи 0.5% хлоридне соли (радијус електроде износи 11

милиметара). Електроде су се у овим истраживањима постављала на неактивну (леву) ногу, да би се што више смањило шум који настаје услед релативног померања електроде у односу на кожу испитаника, што је у сагласности са генералним препорукама које су дате у књизи *Bouscein (2012)*. Сам уређај и електроде, као и поставка електрода су приказани на слици 5-8.

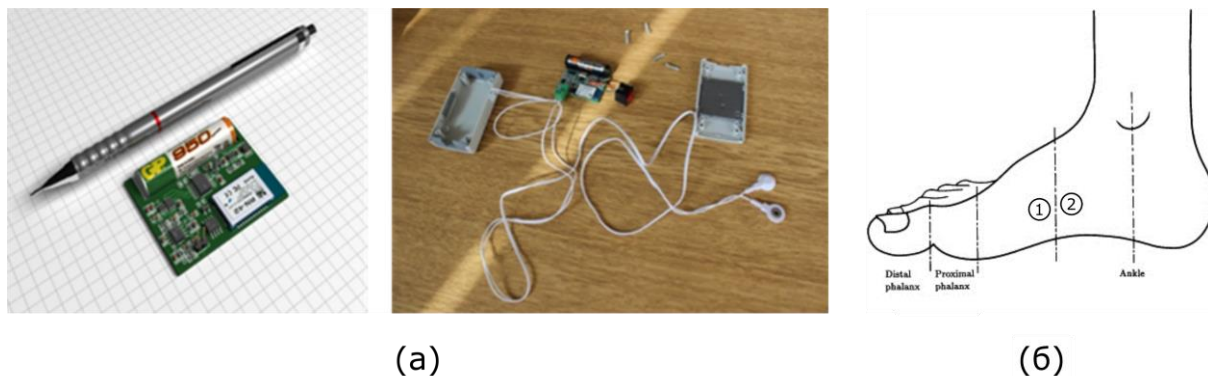
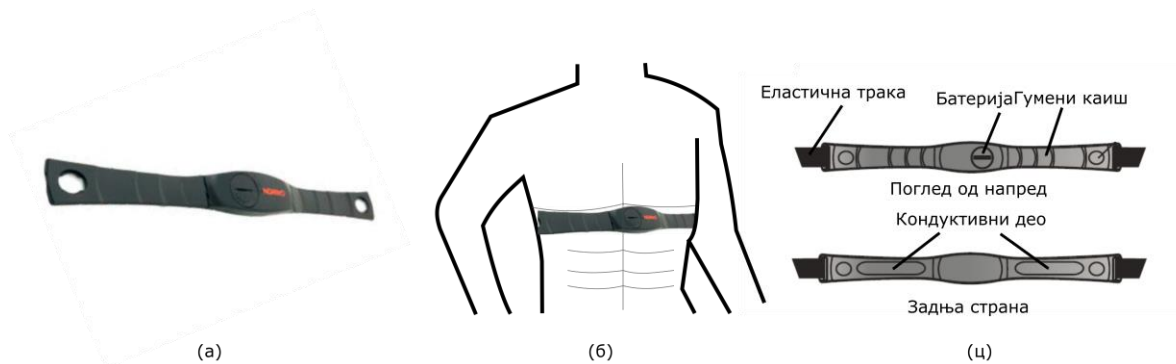


Figure 5-8: (a) – Бежични GSR Сензор; (б) – електроде су постављене на позицијама 1 и 2 за егзосематско снимање, по препоруци из *Bouscein (2012)*

5.4.1.3 Бежични пулсметар

Уређај који се користио у експериментима за снимање откуцаја срца је *CNS-SW5* (*Сапуон*, Тјаван), приказан на Слици 5-9а, и који поседује могућност снимања откуцаја срца између 30 и 240 откуцаја у минути. Уређај се састоји од траке која се ставља на груди и којом се уређај причвршћује уз тело испитаника, и сатом који може примати откуцаје срца преко радио везе фреквенције 5500Hz. С обзиром на ту вредност фреквенције, домет слања сигнала је ограничен. Са циљем повећања домета, на смеру за производно инжењерство је развијена апликација која се назива *ECG monitor*. *ECG monitor* се састоји од пријемника сигнала (који долази са предајника који се налази на грудима испитаника) и АМ радио предајника, који даље шаље импулс на фреквенцији од 433.92 MHz (слика 5-10). На тај начин је домет уређаја значајно повећана. На крају, описани уређај шаље радио импулс до компјутера преко *USB* везе до самосталне апликације која такође поседује могућност слања сигнала преко *LSL* стримера до *lab recorder*-а.



Слика 5-9: (а) – Трака која се поставља на груди; (б) – Позиционирање сензора на тело испитаника; (ц) – Графички приказ траке за снимање са припадајућим елементима (Преузето из уређајовог упутства за употребу)

Да би се успешно снимили откуцаји срца, трака која причвршћује уређај се ставља на груди испитаника (слика 5-9б), као што је произвођач предвидео. На уређај се наноси кондуктивни гел, са циљем остваривања што бољег контакта између кондуктивног дела уређаја и коже испитаника експерименталних снимања (Слика 5-9ц).

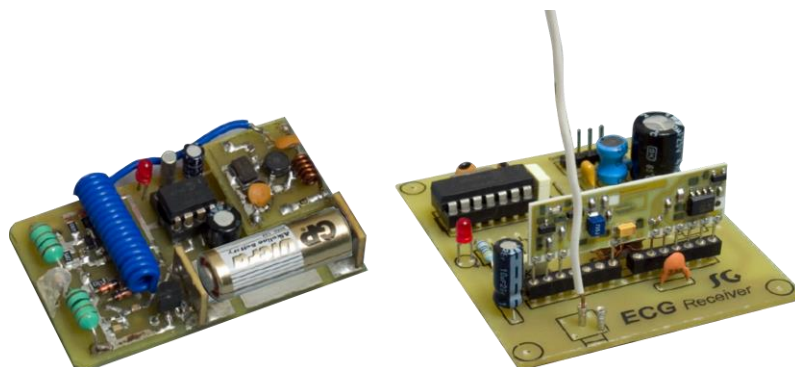


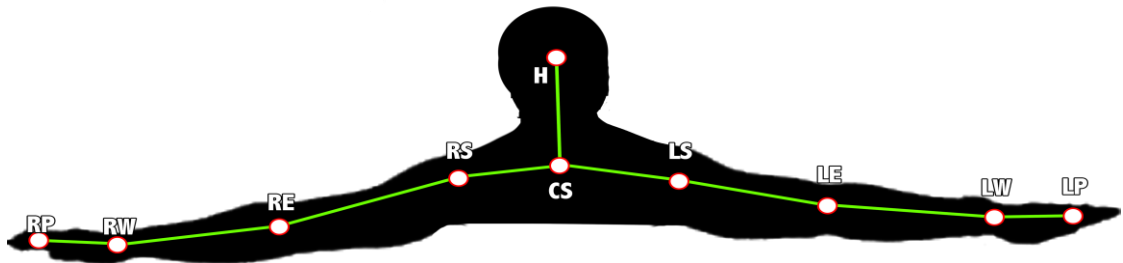
Figure 5-10: Визуелни приказ ECG монитора; лева слика: Пријемник сигнала са траке за снимање који даље преко предајника шаље импулсе до радио пријемника (који је приказан на десној слици), који даље прослеђује сигнал до компјутера за снимање USB конекције

5.4.2 Уређаји за праћење покрета (MoCap)

5.4.2.1 Kinect

Током симулиране радне операције, код испитаника су се снимали покрети горњег дела тела уз помоћ Kinect-а, који је био постављен на реплицираном радном месту, фронтално и изнад испитаника (као што је приказано на слици 5-

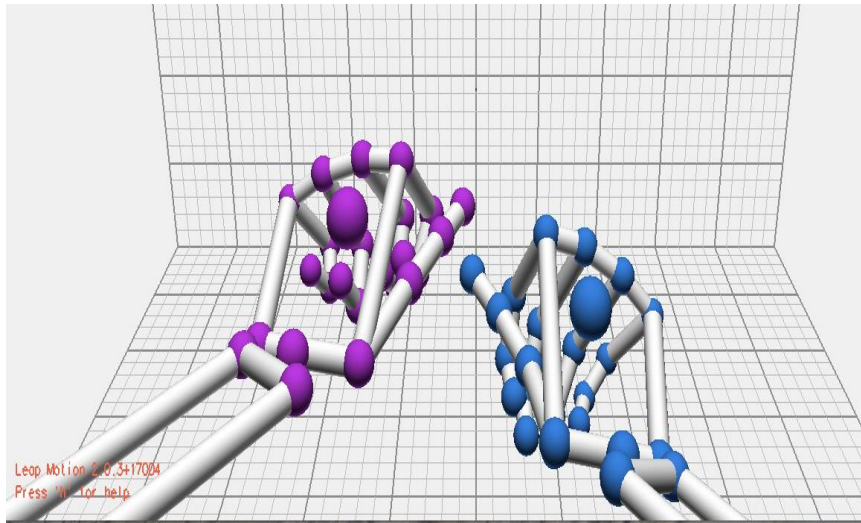
3). Подаци који се добијају са овог уређаја су интрепретирани у форми штап-фигуре која се састоји под 10 кључних тачака, које представљају кључне зглобове испитаника (Слика 5-11). *Kinect* је повезан са рачунаром преко *USB* везе и има могућност снимања података са фреквенцијом семпловања од 30 слика у секунди. Остале техничке карактеристике овог уређаја већ су биле представљене у поглављу 3.1.1. Аквизиција података у реалном времену постигнута је помоћу апликације *MMK recorder*, која је развијена на смеру за информационе технологије, Факултета Организационих Наука, Универзитета у Београду. *MMK recorder* поседује могућност самосталног складиштења података на компјутеру али такође може слати податке и преко *LSL* стримера до *lab recorder*-а.



Слика 5-11: Графички приказ модела горњег дела човека са припадајућим кључним тачкама: R/L (леви/десни) P – шака, R/L W – ручни зглоб, R/L E – лакат, R/L S – раме, H – глава, and CS – централно раме

5.4.2.2 *Leap Motion*

Leap Motion је уређај, коришћен за процену позиције зглобова шака током манипулације објеката малих габарита (гуменог црева и металног наставка), током веома репетитивног радног задатка. Овај уређај прикупља податке са фреквенцијом семпловања од 120 слика у секунди, са циљем одређивања положаја кључних зглобова шаке (као што је приказано на Слици 5-12). У циљу што прецизније аквизиције података, овај уређај је био постављен унутар радног стола, испод прозирног плексигласа, и испод нивоа руку испитаника. Као што је већ напоменуто у поглављу 4.1.2., *Leap Motion* сензор је прецизнији од *Kinect*-а, али има много мањи простор у коме се подаци могу прецизно снимити. За овај уређај је такође креирана самостална апликација за снимање и слање података преко *LSL* стримера до *lab recorder*-а, од стране колега са ФОН-а. Остале техничке карактеристике овог сензора већ су биле дате у поглављу 3.1.2.



Слика 5-12: Графички приказ пројекције кључних тачака шаке снимљене помоћу Leap Motion Уређаја

5.5 Архитектура система: Синхронизација података

Уређаји који су коришћени током експерименталних истраживања детаљно су били приказани у поглављу 5.4. Међутим, како су сви поменути уређаји креирани са циљем да се самостално користе, сви поседују различите типове података и фреквенције семпловања, те је стога једно од највећих искушења била синхронизација свих података у реалном времену. Важна напомена је да синхронизација мора бити прецизна до милисекундног нивоа, јер је један од главних циљева рада било истраживање могућности снимања догађајем изазваних потенцијала за чију је успешну аквизицију и обраду потребна велика прецизност у током снимања. Ово вероватно не би представљало превелики проблем, када би уређаји могли међусобно да се повежу преко физичке везе (кабла). Међутим, то би захтевало да сваки уређај поседује посебан канал који би служио за синхронизацију података, али би такође довело до стварања шума у сигналу, као последица померања поменутих каблова и на тај начин би ограничавало употребу система за примену у реалним окружењима.

У циљу превазилажења горе поменутих потешкоћа SCCN је развио оквир који се назива *Lab Streaming Layer (LSL)*, (<https://code.google.com/p/labstreaminglayer/>, приступљено дана 11/12/2015). Као што је објашњено у радовима *Bigdely-Shalmo*

et al. (2013) и *Gramann et al. (2014)*, *LSL* представља систем који поседује могућност снимања и слања података у реалном времену, што даље омогућава континуирано снимање података који се добијају са разних уређаја, као и дискретних временских тренутака појављивања одређених маркера (стимулуса), преко *lab recorder*-а у формату *eXtensible Data Format (XDF)*, доступно на <https://code.google.com/p/xdxf/>, приступљено дана 11/12/2015). Поменути систем за аквизицију и дистрибуцију података пружа синхронизовано, прецизно снимање стримова са мултиканалних уређаја преко локалне (*local area network – LAN*) мреже.

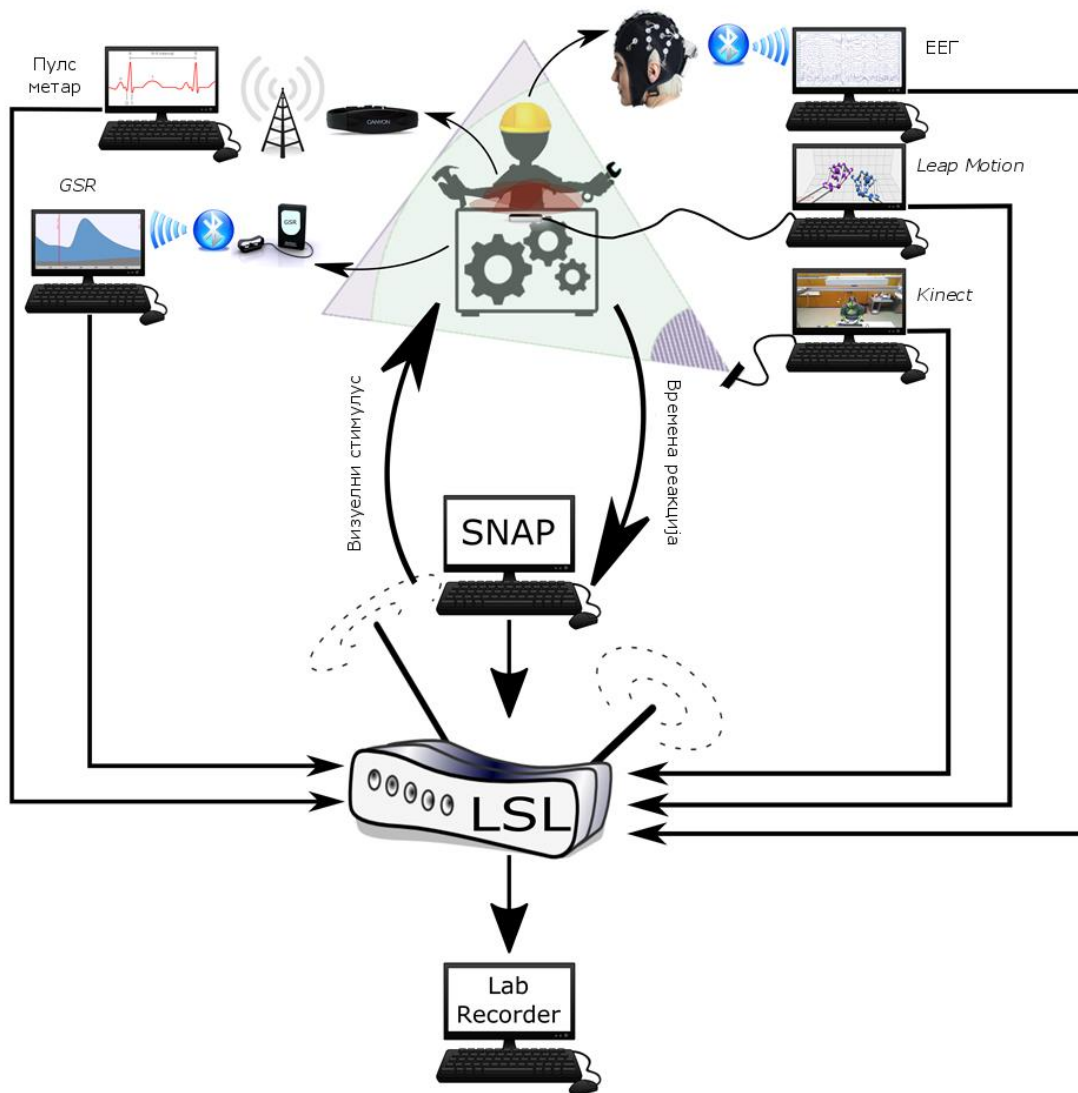
LSL поседује могућност организације прикупљених података у експерименталним снимањима која користе више различитих и самосталних уређаја. Главни захтев који мора бити испуњен је тај да се сви компјутери, који се користе за аквизицију података, налазе на истој *LAN* мрежи, јер *LSL* користи *UDP* протокол за аквизицију и дистрибуирање података који долазе преко компјутера умрежених преко *LAN* мреже. *LSL* складишти податке, заједно са свим временским маркерима који накнадно допуштају заједничку анализу синхронизованих феномена који се јављају током експеримената. Такође је могућа и визуализација свих стримова у реалном времену, који се шаљу преко поменутог система, што омогућава бољу контролу током експеримената (*Gramann et al., 2014*).

Како *LSL* представља библиотеку отвореног кода, аквизициони софтвер је креиран за све уређаје који су се користили у току експерименталних снимања и који су изграђени на тај начин да је постигнута прецизност синхронизације реда величина микросекунди (<https://code.google.com/p/labstreaminglayer/>, приступљено дана 11/12/2015). Стога је претпостављено да је систем који се користио у експерименталним снимањима током израде дисертације прецизан и за снимање догађајем изазваних потенцијала.

Да би се сви подаци који се шаљу преко *LSL*-а могли успешно снимити и складиштили, *lab recorder* је такође био развијен од стране *SCCN*-а. Као што је објашњено на веб страници пројекта *LSL*, *lab recorder* заједно са *LSL* омогућава симултано снимање свих стримова који се шаљу преко лабораторијске мреже и који се даље складиште у јединственом *XDF* фајлу.

Поред чињенице да сви уређаји поседују софтвер који омогућава слање података у *lab recorder*, у реалном времену, програм који се користио за презентацију визуелних стимулуса *SNAP* (описан у Секцији 5.4.) такође поседује могућност слања временских маркера приказивања стимулуса у *lab recorder*. Пред тога, преко *SNAP-a* је могуће повезати и остале хардвере, што се користи за снимање бихејвиоралног модалитета времена реакција.

На крају овог поглавља је графички приказана целокупна архитектура система који се користио за синхронизовано снимање података у реалном времену (Слика 5-13).



Слика 5-13: Целокупна архитектура система

6. Да ли микро-паузе могу повећати ниво пажње радника? ERP студија

6.1 Увод

Ово поглавље је базирано на раду (*Mijović et al., 2015*) који је представљен на међународној конференцији “*Applied Human Factors and Ergonomics (AHFE 2015)*”. У овом истраживању је испитивано како микро-паузе утичу на ниво пажње радника, помоћу бежичног ЕЕГ сензора.

Послови које обављају радници, а који се састоје од ручне монтаже делова, су углавном веома репетитивни и монотони по природи, јер радници понављају једну исту операцију до неколико хиљада пута током радне смене. Овакав рад може бити досадан, што даље може водити до пада пажње и менталног замора радника (*Fisherl, 1993*). Штавише, продужени монотони рад је често праћен падом мотивације и морала запослених, што у дужем временском периоду води до повећаног стреса, пада у продуктивности, итд. Сви ови фактори последично директно утичу на квалитет финалног производа, а у најгорим сценаријима могу довести до грешке у раду и узроковати повреде, материјалну штету, па чак и индустријску несрећу (*Kletz, 2001*).

Као што је напоменуто у уводном делу ове дисертације, истраживања која се баве мануелним радом на монтажи делова углавном су усмерена ка физичкој ергономији, док су ментална стања радника донекле занемарена (*Rasmussen et al., 1994*). Слично томе, истраживања која се баве односом рад/пауза на радном месту су углавном оријентисана ка превенцији мускуло-скелтних обољења, тако што предлажу радне везе истезања током периода пауза (*Galinsky et al., 2007*). На тај начин је знатно мање пажње посвећено утицају периода одмарања на когнитивно стање радника.

Једна од главних области истраживања организационих и ергономских наука је разумевање како се радник опоравља од рада (*Trougakos and Hidieg, 2009*). Тако је утицај одмора и викенда на радни учинак и радничко ментално здравље већ добро познат, али и даље није разјашњено како на ментално стање радника утичу паузе током радне смене (*Trougakos and Hidieg, 2009; Fritz et al.,*

2013). Током радног дана, радник проведе трећину дана на радном месту, али није све време ангажован око задатка, већ има право на одређени број пауза током рада (Fritz et al., 2013). Паузе током рада могу бити структуриране, оне које су базиране на учинку радника, као и паузе које служе за одржавање здравља радника, као што су паузе за ручак или краткотрајне паузе за одмор (Fritz et al., 2013). Са друге стране, постоје мање структуриране паузе током рада, које се називају микро-паузе. Студије које су се бавиле истраживањем утицаја микро-пауза потврдиле су њихов позитиван утицај на продуктивност и смањење замора радника (Tougakos and Hidieg, 2009).

Иако су микро-паузе најчешће предлагане као метод за умањење напора и повећање ангажовања у раду радника који раде на компјутерским терминалима (Galinsky et al., 2007; Morris et al., 2008), њихов ефекат би требало да буде приближно исти ако би се примениле на радним местима мануелне монтаже делова, јер се обе поменуте радне позиције састоје од продуженог репетитивног рада у статичким позама. Важност примене микро-пауза је наглашена од стране OSHA, кроз следећу препоруку (OSHA, 2015): *“Послови који се састоје од високо репетитивних послова, и састоје се од статичних поза, могу захтевати неколико кратких пауза за одмор (микро-пауза). Током ових пауза, радници би требало да устану, да се истегну и да се на кратко прошетају. Поменуте активности пружају кратки одмор, који дозвољава мишићима довољно времена да се опораве.”*

Као што је напоменуто у препоруци OSHA (2015), микро-паузе су углавном предлагане са циљем смањења физичког оптерећења радника, и коначним циљем превенције мускуло-скелетних поремећаја. Поред тога, студије које су такође користиле микро-паузе истраживале су њихов утицај на продуктивност и учинак радника. Међутим, главна мана поменутих студија је што су користиле методе из класичне ергономије, које су прилично непоуздане и које нису у стању да објективно истраже скривене менталне процесе који се одвијају у периоду пре и непосредно после микро-паузе (Parasuraman, 2003). Како би се испитало како микро-паузе утичу на когнитивно стање радника, постојеће методе из неуроергономије могу се употребити. Као што је напоменуто у поглављу 2, главна предност неуроергономије, у односу на класичне ергономске методе, је та што неуроергономија пружа могућност одређивања прецизних аналитичких

параметара, који зависе од ефикасности радника, кроз директно истраживање везе између неуралних и бихевиоралних активности (*Fafrowicz u Marek, 2007*). На тај начин је могуће заобићи непоуздане процене радничког когнитивног стања, које су засноване на теоретским претпоставкама и које само описују когнитивно стање радника у зависности од извршења одређеног радног задатка (*Fafrowicz u Marek, 2007*).

Неуронаучна техника примењена у овом истраживању је бежични ЕЕГ, а од посебно интересовање је било истраживање нивоа пажње радника помоћу амплитуде *P300* компоненте евоцираног когнитивног потенцијала, јер је вишеструко документовано да је њена амплитуда директно везана за ниво пажње особе (*Murata et al., 2005*). *P300* компонента се може састојати из два пика, тј. из *P3a* и *P3b* подкомпоненте. Важна напомена је да ове подкомпоненте осликавају другачије когнитивне процесе, тако што је *P3a* компонента везана за нове стимулусе који се приказују и на тај начин осликава процесе пажње који су мање захтевни, док се *P3b* подкомпонента више везује за дубље когнитивне процесе који осликавају пажњу радника и везана је за ендogene процесе пажње (*Polich, 2007*).

У овој студији истраживао се утицај микро-пауза на когнитивно стање радника, кроз анализу амплитуде *P300* компоненте непосредно пре и после периода микро-паузе. Истраживање је спроведено у веродостојној реплици радног места (која је приказана у Поглављу 4, Секција 4.2), где су субјекти симулирали радну операцију која је објашњена у Секцији 4.3.1. Полазна хипотеза је била да ће амплитуда *P300* компоненте, а поготово подкомпоненте *P3b*, бити значајно већа у периоду непосредно после микро паузе, у поређењу са магнитудом амплитуде непосредно пре периода микро-паузе.

6.2 Методе

6.2.1 Испитаници

У истраживању је учествовало девет студената Факултета инжењерских наука, старости између 19 и 21 године. Сви испитаници су били десноруки и добровољно су учествовали у истраживању. Истраживање се обавило само са мушким испитаницима, са циљем искључивања полних разлика, али и да се

веродостојно реплицира симулирани радни задатак, јер су сви радници који раде у фабрици, на овом радном месту, мушког пола. Субјекти нису пријавили да болују (или да су боловали) од неуролошких и психијатријских болести, као и да нису употребљавали било какве лекове на дан испитивања. Испитаници су инструкисани да не конзумирају алкохолна пића дан пре и на дан студије, као и да не конзумирају пића која садрже кофеин барем три сата пре испитивања. Сви субјекти су имали нормалан, или коригован вид (уз помоћ наочара). Сви испитаници су прихватили да учествују у студији, тако што су потписали информатор за испитанике, након што су прочитали све информације о истраживању. Ово истраживање добило је дозволу етичког комитета Медицинског факултета Универзитета у Крагујевцу.

6.2.2 Поставка експеримента

Поставка експеримента је детаљно описана у Поглављу 5, Секција 5.2., и овде неће бити поновно представљена.

6.2.3 Експерименталне процедуре

Испитаници су долазили у лабораторију око девет сати ујутру. Након пажљивог читања сажетка процедуре за експеримент, испитаници су давали сагласност за добровољно учествовање у истраживању тако што су потписивали информатор о истраживању. Потом се испитаницима стављала на главу ЕЕГ капа за снимање, након чега су имали 15-о минутну тренинг сесију, где су се упознавали са захтевима задатка. Снимање је почињало сваки дан око 9:30 часова и цео експеримент је трајао око сат и по времена. Испитаници су извршавали симулирану радну операцију док су седели на столици испред реплициране машине. У овом истраживању се користио само задатак Бројеви (који је детаљно објашњен у Секцији 5.3.2.). Задатак бројеви се приказивао на 24"-ом монитору, који је подешаван тако да центар монитора буде у висини очију испитаника и на удаљености од 100 cm.

6.2.4 Обрада догађајем изазваних потенцијала

Анализа ЕЕГ сигнала се обављала помоћу софтверских пакета *EEGLAB* (*Delorme u Makeig 2004*) и *MATLAB* (*Mathworks Inc., Natick, MA*). ЕЕГ сигнали су прво филтрирани у фреквентном опсегу од 1-35 Hz. Потом су сигнали ре-

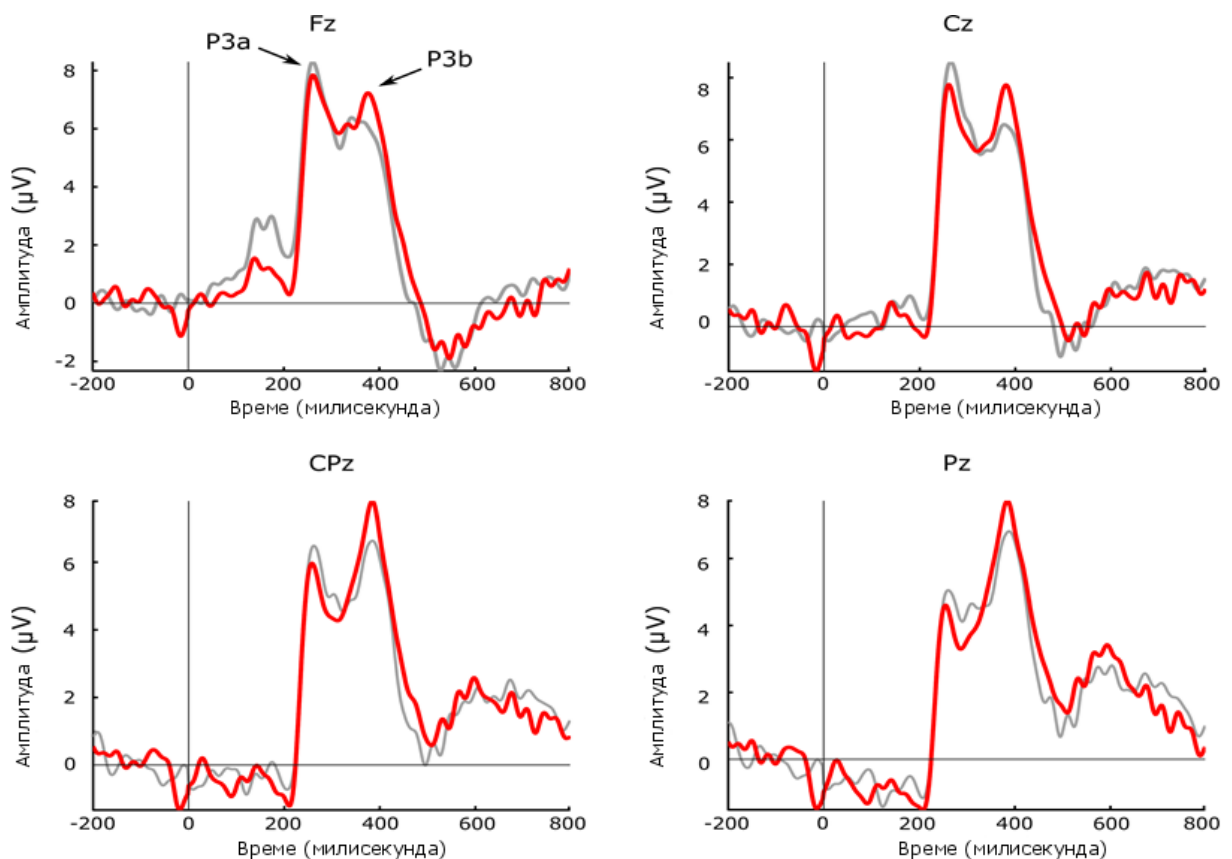
референцирани на средњу вредност сигнала мастоидних канала ($Tp9$ и $Tp10$). Затим се користила продужена *Infomax Independent Component Analysis (ICA)*, како би се смањили шумови који потичу од трептаја, помераја очију и мишићне активности (*De Vos et al., 2011; De Vos et al., 2010; Viola et al., 2009*).

По завршетку основне обраде ЕЕГ сигнала, ЕЕГ сигнал је сегментован у временском интервалу од -200 до 800 милисекунди у односу на време приказивања визуелног “go” стимулуса, који су се приказивали непосредно пре, односно непосредно по приказивању “no-go” стимулуса, који је у овом истраживању представљао период микро-паузе. Потом су вредности *ERP*-ова у временском интервалу од -200 милисекунди до времена приказивања стимулуса кориговани, на тај начин што се одузимала средња вредност сигнала свих сегмената у поменутом интервалу. Електроде од интереса у овом истраживању, и на којима се обавила *ERP* анализа, биле су *Fz, Cz, CPz* и *Pz*, јер је опште прихваћено да је *P300* компонента најизраженија на централним локацијама главе (*Picton, 1992*). Потом су израчунате целокупане усредњене (*eng. Grand Average – GA*) вредности *ERP*-ова и амплитуде под-компонената помоћу коришћења метода средњих амплитуда (*Luck 2014*) и то на следећи начин: *P3a* у временском прозору од 250-350 милисекунди након приказивања стимулуса, односно за *P3b* компоненту је коришћен временски прозор 350-500ms након приказивања стимулуса. На крају се спровела статистичка анализа варијанси (*ANOVA*) у програмском пакету *SPSS*, са циљем да се упореде вредности амплитуда *P3a* и *P3b* компоненти, непосредно пре и непосредно после периода микро-паузе.

6.3 Резултати

GA вредности догађајем изазваних потенцијала, непосредно пре и непосредно по периоду микро-паузе су приказани на Слици б-1, где се јасно види да је амплитуда подкомпоненте *P3b* већа у периоду који следи непосредно после микро-паузе (црвена линија представља *GA ERP* добијен после микро-паузе, док сива линија представља *GA ERP* у периоду пре микро-паузе). Међутим у прозору подкомпоненте *P3a* ова разлика није дошла до изражаја.

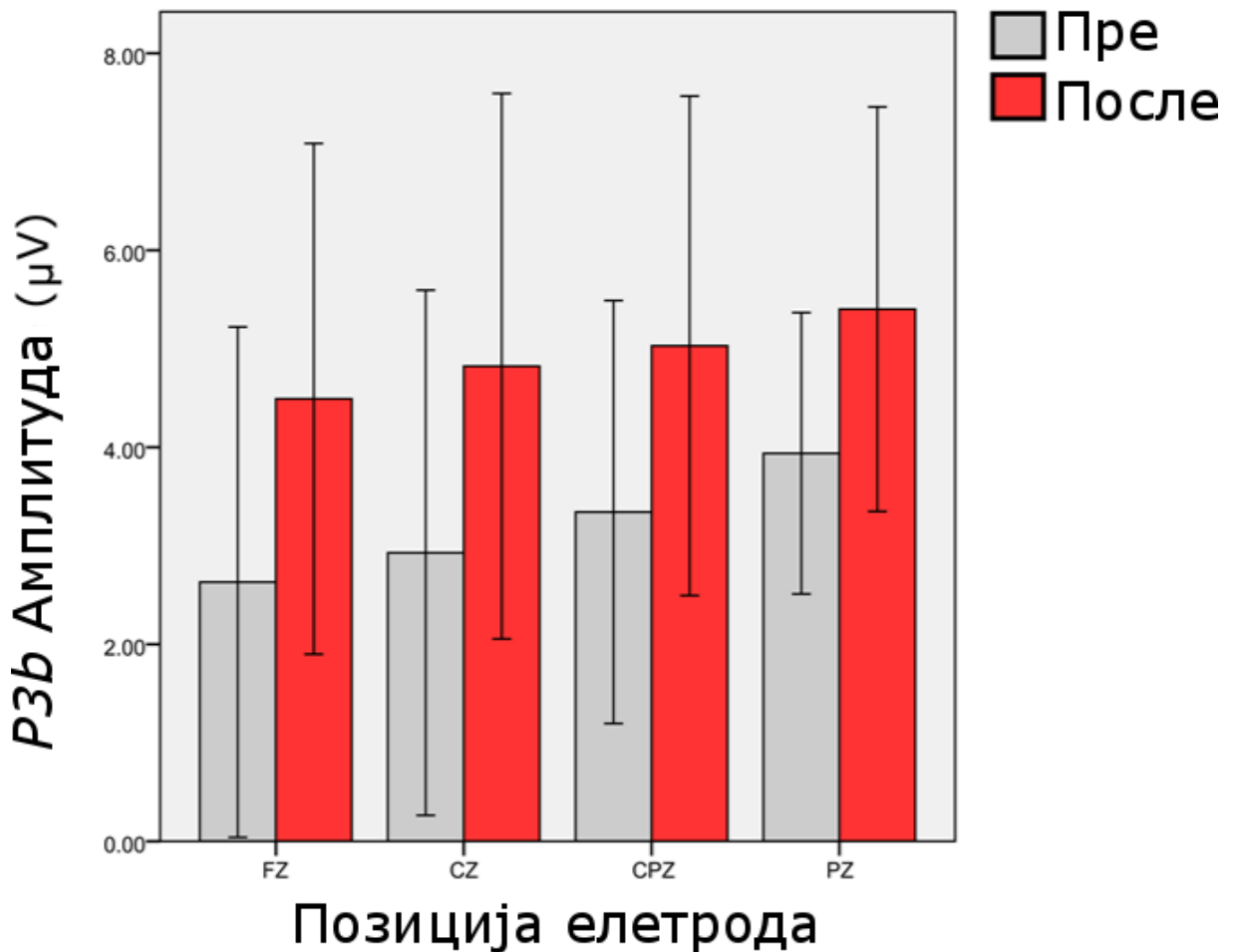
Анализа амплитуде подкомпоненте *P3a*: поновљена мерења анализе *ANOVA*, са два фактора у склопу субјекта (електрода: *SITE* - *Fz*, *Cz*, *CPz* и *Pz* и *TIME* – пре и после периода микро-паузе) је открила значајан ефекат положаја електрода *SITE* ($F(3, 24) = 11.86, p < 0.01$), али није примећена значајна разлика периода (*TIME*) и није откривена никаква интеракција између ових ефеката. Стога је једино запажање да су амплитуде *P3a* подкомпоненте на позицијама *Cz* и *Fz* било значајно веће од амплитуда на положајима *CPz* и *Pz* ($p < 0.05$).



Слика 6-1: Догађајем изазвани потенцијали на позицијама електрода *Fz*, *Cz*, *CPz* и *Pz*. Црвена линија – *GA ERP*-ови после периода микро-паузе; Сива линија – *GA ERP*-ови који су претходили периоду микро-паузе. *P3a* and *P3b* подкомпоненте су графички приказане на горњој левој слици.

Анализа амплитуде подкомпоненте *P3b*: поновљена мерења анализе *ANOVA*, са два фактора у склопу субјекта (електрода: *SITE* - *Fz*, *Cz*, *CPz* и *Pz* и *TIME* – пре и после периода микро-паузе), је показала значајан ефекат периода мерења *TIME* ($F(1, 24) = 5.43, p < 0.05$), али није било ефекта положаја електрода *SITE* и није

откривена никаква интеракција између ових ефеката. Детаљнијом анализом добијених резултата утврђено је да су амплитуде $P3b$ подкомпоненте биле значајно веће у периоду после микро-паузе, у поређењу са периодом непосредно пре периода микро-паузе ($p < 0.05$), што је графички приказано на Слици 6-2.



Слика 6-2: Поређење амплитуда $P3b$ подкомпоненте пре (сиви барови) и после (црвени барови) периода микро-паузе ($p < 0.05$). вертикални барови показују могућност грешке: $\pm 2 SE$

6.4 Дискусија

Резултати овог истраживања приказују да постоји значајна разлика $P3b$ амплитуде између стања пре и стања непосредно после периода микро-паузе, док то није био случај са амплитудом подкомпоненте $P3a$. Овај налаз потврђује полазну хипотезу да је амплитуда $P3b$ подкомпоненте, која је везана за више

нивое процесирања ендогене пажње (*Polich, 2007*), израженија на свим позицијама електрода које су коришћене у анализи, у периоду после микро-паузе, у поређењу са периодом пре микро-паузе.

Посматрајући саму радну организацију, може се дискутовати о тајмингу и дужини пауза које радник добија током смене. Најчешћи приступ је тај да се током распореда периода пауза, раднику дозвољава једна дужа пауза за ручак (која најчешће износи око 30 минута), и до још две краће паузе краће дужине (*Dababneh et al., 2001*). Међутим, пријављено је да је овакав (лимитиран) распоред пауза за одмор значајно везан за настанак мускуло-скелетних оптерећења и да је једна од највећих мана оваквих распореда тај што оне повећавају могућност настајања грешака у раду, као и повреда (*Faucett et al., 2007*). Један предложени приступ решавању проблема који настају при стриктном придржавању тајминга пауза је дат од стране *NIOSH*-а, где је речено да се раднику треба дозволити додатних 5 минута паузе на сваких сат времена рада. Таква препорука је шпроизвод истраживања у коме је показано да модификовани периоди пауза значајно смањују потенцијалне повреде на раду, док се скромно повећава продуктивност радника (*Dababneh et al., 2001; Faucett et al., 2007*). Истраживање које је овде представљено се разликује од истраживања *Dababneh et al. (2001)* у начину на који су радници добијали паузе, и генерално гледано, у овом истраживању радници су имали мање пауза него што је то био случај у поменутом истраживању. Заправо, у представљеној поставци експеримента, испитаници су имали 50 периода микро-паузе у трајању од пет секунди током експеримента, што у збиру представља око 3 минута паузе током сат времена радне активности. Овде је показано да већа фреквенција кратких пауза изазива већи ниво пажње радника, по завршетку микро-паузе. Стога је предложено да се пажња радника може одржати током дана кроз укључивање фреквентних микро-пауза и на тај начин се могу спречити повреде које настају као последица пада пажње радника, док се продуктивност радника не мења.

Иако је ово истраживање показало да фреквентни периоди микро-паузе повећавају пажњу радника, потребно је спровести додатна истраживања како би се потврдила валидност добијених података. Будућа истраживања би требало да варирају периоде пауза, како би се видело колики периоди микро-пауза

најбоље утичу на когнитивно стање радника. На крају, оптимални период микро-пауза требало би дефинисати и усвојити, у циљу побољшања менталног стања радника, али истовременог повећања продуктивности радника.

6.5 Закључак

Бежични ЕЕГ сензори, који су од скора доступни, могу пружити могућност истраживања когнитивних процеса током симулиране радне акције у реалистичним радним окружењима. Презентовано истраживање користило је бежична ЕЕГ мерења у циљу испитивања утицаја фреквентних микро-пауза на пажњу радника. Главни резултат овог истраживања је да је амплитуда *ERP* подкомпоненте *P3b* значајно виша у периодима који следе после микро-паузе, у односу на период пре микро-паузе. Ови резултати указују на то да би редницима на пословима мануелне монтаже делова требало омогућити фреквентне кратке паузе, да би им се повећао фокус током радног задатка. На тај начин, падови у пажњи и монотност рада би се могли спречити, што би водило до повећања радникове безбедности и менталног стања на радном месту. На крају је важно напоменути да се увођењем периода микро-пауза у регуларну радну рутину може смањити број повреда, које су узроковане падом пажње радника.

7. Бенефити инструксаног условљавања руке којом се отпочиње радна операција у пословима ручне монтаже делова

7.1 Увод

Ово поглавље је базирано на научном раду који је у процесу ревизије (*Mijović et al., 2016b*). Главна напомена је да се већина постојећих неуроергонмских истраживања фокусира на истраживање интеракције између човека и аутоматизованих система, док је далеко мање пажње посцвећено истраживању можданих функција током традиционалних радних задатака, као што су задаци мануелне монтаже делова, који су и даље свеprisутни у производној индустрији.

Глави циљ овог рада је испитивање когнитивног стања радника који ради послове ручне монтаже, кроз употребу догађајем изазваних потенцијала у реалистично реплицираном радном месту. Неуроергономија заговара да су мерења општег учинка радника непоуздана (*Parasaruman, 2003*), из разлога што таква мерења не пружају могућност правовременог одређивања скривених когнитивних процеса који се одвијају током свакодневног обављања радних задатака. У циљу стицања бољих увида у времена и типове фундаменталних процеса који су везани за пажњу радника током монотоног посла монтаже делова, испитаници су симултано са симулираном радном операцијом, били подвргнути задацима Бројеви и Стрелице које су носили информацију о начину иницијације радне операције. На тај начин се тежило добијању *P300* компоненте догађајем изазваних потенцијала, која је блиско везана за пажњу радника (*De Vos et al. 2014; Johnson 1998; Polich 2007*).

Главни циљ овог истраживања био је да се одреди да ли се, и како неурални корелати акција (које су оријентисане ка постизању циља) разликују ако су испитаници инструксани да започну радну операцију спонтано и било којом руком (у задатку Бројеви), у односу на случај када су испитаници инструксани са којом руком да започну радну операцију (задатак Стрелице). Важна напомена је да између задатака није варирана, већ само разлика у стимулусима који су представљени испитаницима (цифре и стрелице), већ се разликовала и вредност

информације коју су носили ови стимулуси: задатак Стрелице захтева планирање одговора, што представља когнитивни захтев, који последично активира веће изворе пажње, потребне да би се правилно одговорило на задатак, у односу на задатак Бројеви.

У овом истраживању очекивало се да ће ниво пажње, процењиван помоћу *P300* амплитуде догађајем изазваних потенцијала, бити већа у случају инструксања испитаника којом руком да започну задатак, у поређењу са ситуацијом када они могу отпочети симулирану операцију било којом руком. Поред тога, циљ је био да се испита како се времена реакција мењају између два поменута задатка. Другим речима, важно је испитати да ли су испитаници спорији када спроводе ментално захтевнији задатак, у поређењу са задатком који је монотонији по природи.

7.2 Методе

7.2.1 Испитаници

У истраживању је учествовало седамнаест студената Факултета инжењерских наука, старости између 19 и 21 године. Због проблема насталих током снимања, три испитаника су била изузета из даље анализе, због чега је даља анализа спроведена на четрнаест испитаника. Сви испитаници су били десноруки и добровољно су учествовали у истраживању. Истраживање је обављено само са мушким испитаницима, са циљем искључивања полних разлика, али и да би се веродостојно реплицира симулирани радни задатак, јер су сви радници који раде у фабрици, на овом радном месту, мушког пола. Субјекти нису пријавили да болују (или да су боловали) од неуролошких и психијатријских болести, као и да нису употребљавали било какве лекове на дан испитивања. Испитаници су инструксани да не конзумирају алкохолна пића дан пре и на дан студије, као и да не конзумирају пића која садрже кофеин барем три сата пре испитивања. Сви субјекти су имали нормалан, или коригован вид (уз помоћ наочара). Сви испитаници су прихватили да учествују у студији, тако што су потписали информатор за испитанике, након што су прочитали све информације о истраживању. Ово истраживање добило је дозволу етичког комитета Медицинског факултета Универзитета у Крагујевцу.

7.2.2 Поставка експеримента

Поставка експеримента је детаљно описана у Поглављу 5, Секција 5.2., и овде неће бити поновно представљена.

7.2.3 Експерименталне процедуре

Испитаници су долазили у лабораторију око девет сати ујутру. Након пажљивог читања сажетка процедура за експеримент, испитаници су давали сагласност за добровољно учествовање у истраживању тако што су потписивали информатор о истраживању. Потом се испитаницима стављала на главу ЕЕГ капа за снимање, након чега су имали 15-о минутну тренинг сесију, где су се упознавали са захтевима задатка. Снимање је почињало сваки дан око 9:30 часова и цео експеримент је трајао око сат и по времена. Испитаници су извршавали симулирану радну операцију док су седели на столици испред реплициране машине. У овом истраживању користила су се оба задатка (Бројеви и Стрелице, који су детаљно објашњен у Секцији 5.3.2.). Задаци су приказивани на 24"-ом монитору, који је подешаван тако да центар монитора буде у висини очију испитаника и на удаљености од 100 cm.

7.2.4 Обрада догађајем изазваних потенцијала

Анализа ЕЕГ сигнала се обављала помоћу софтверских пакета *EEGLAB* (Delorme и Makeig 2004) и *MATLAB* (Mathworks Inc., Natick, MA). ЕЕГ сигнали су прво филтрирани у фреквентном опсегу од 1-35 Hz. Потом су сигнали ре-референцирани на средњу вредност сигнала мастоидних канала (*Tr9* и *Tr10*). Након тога се користила продужена *Infomax Independent Component Analysis (ICA)* са циљем смањења шума који потичу од трептаја, помераја очију и мишићне активности (De Vos et al., 2011; De Vos et al., 2010; Viola et al., 2009). По завршетку основне обраде ЕЕГ сигнала, ЕЕГ сигнал је сегментован у временском интервала од -200 до 800 милисекунди у односу на време приказивања визуелног "go" и "no-go" стимулуса, који су приказивани испитаницима. Потом су су вредности *ERP*-ова у временском интервалу од -200 милисекунди до времена приказивања стимулуса кориговани, на тај начин што се одузимала средња вредност сигнала свих сегмената у поменутом интервалу. Електроде од интереса у овом истраживању, и на којима се обавила *ERP* анализа, су биле *Fz*, *Cz*, *CPz* и *Pz*, јер је

опште прихваћено да је *P300* компонента најизраженија на централним локацијама главе (Picton, 1992).

По издвајању догађајем изазваних потенцијала из континуираног ЕЕГ сигнала, Израчунате су вредности усредњених *GA ERP*-ова за 50 “*go*” стимулуса који су претходили приказивању “*no-go*” стимулуса, као и за све “*no-go*” стимулусе. *P300* амплитуда се за сваку експерименталну ситуацију израчунавала коришћењем методе средње вредности (Luck, 2014) у временском прозору од 350-450 милисекунди од времена приказаног стимулуса. Потом су добијене вредности статистички обрађиване.

7.2.5 Обрада времена реакција

Времена реакција су израчуната као временска разлика између времена приказивања информације на почетку радне операције и притиска педале за иницијацију симулиране операције кримповања. Другим речима, времена реакција су представљала време које је протекло од времена приказивања визуелног стимулуса (корак 1) и момента када су испитаници притиснули педалу десним стопалом (корак 6), као што је приказано на Слици 5-5 (представљену у поглављу 5, Секција 5.3.1).

7.2.6 Грешке у раду

Грешке у пропусту су класификоване као грешке у којима су испитаници занемарили приказивање “*go*” стимулуса и нису одрадили задати задатак. Грешке занемаривања су оне грешке када су испитаници одрадили целокупну акцију након приказивања “*no-go*” стимулуса. Поред тога, уведена је још једна класа грешака, која се односила на то да су испитаници направили одређени покрет након приказивања “*no-go*” стимулуса, али су се суздржали од обављања целе операције. Овакве грешке су класификоване као мале грешке. Грешке су класификоване од стране истраживача у соби током експеримента, али и у пост-анализи, помоћу видеа који је снимљен током експеримента, коришћењем опсервационих метода.

7.2.7 Статистичка анализа

Статистичка анализа је обављена у софтверском пакету IBM SPSS. Догађајем изазвани потенцијали који су ушли у анализу били су *ERP*-ови након приказивања “*no-go*” стимулуса, као и 50 “*go*” *ERP*-ова, који су претходили “*no-go*” *ERP*-овима. Потом је на добијеним подацима спроведена $4 \times 2 \times 2 \times 2 \times 2$ ANOVA са поновљеним мерењима и следећим параметрима: положај електрода (*SITE* – *Fz*, *Cz*, *CPz* и *Pz*), период мерења (прва и друга половина сваког задатка), као фактор унутар испитаника се користио задатак (Бројеви и Стрелице), док се као фактор између субјеката користио тип стимулуса (“*go*” и “*no-go*”), као и редослед приказивања задатака (први или други по реду). Поред тога спроведена је $2 \times 2 \times 2$ ANOVA у којој су упоређивана времена реакција у односу на период мерења (прва и друга половина сваког задатка), као фактор унутар испитаника, као и редослед приказивања (први или други по реду), што је представљало фактор између испитаника. На крају је спроведена још једна $2 \times 2 \times 2$ ANOVA у којој су се упоређивале грешке које су испитаници извршили током обљања симулиране радне акције, са истим факторима као и за времена реакција.

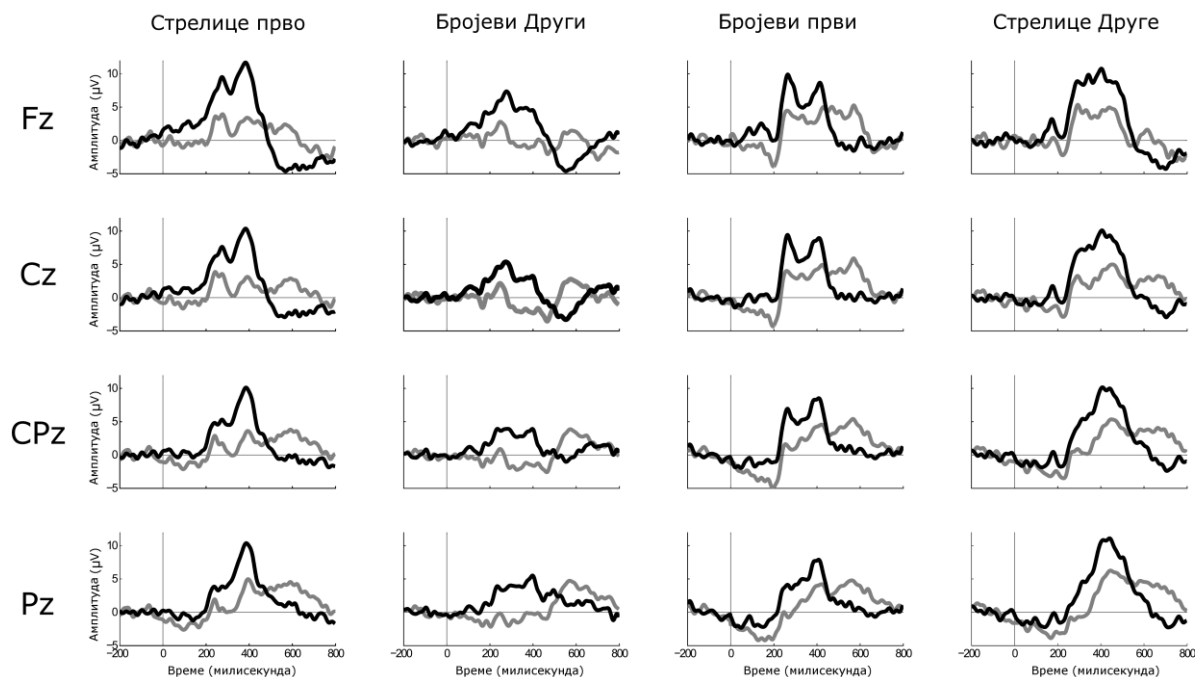
7.3 Резултати

7.3.1 Резултати евоцираних когнитивних потенцијала

На Слици 8-1 су приказане усредњене вредности евоцираних когнитивних потенцијала за сваки задатак (Бројеви и Стрелице) и за сваку врсту стимулуса (“*go*” и “*no-go*”), као и за све позиције електрода на којима се обављала обрада и анализа података (*Fz*, *Cz*, *CPz* и *Pz*).

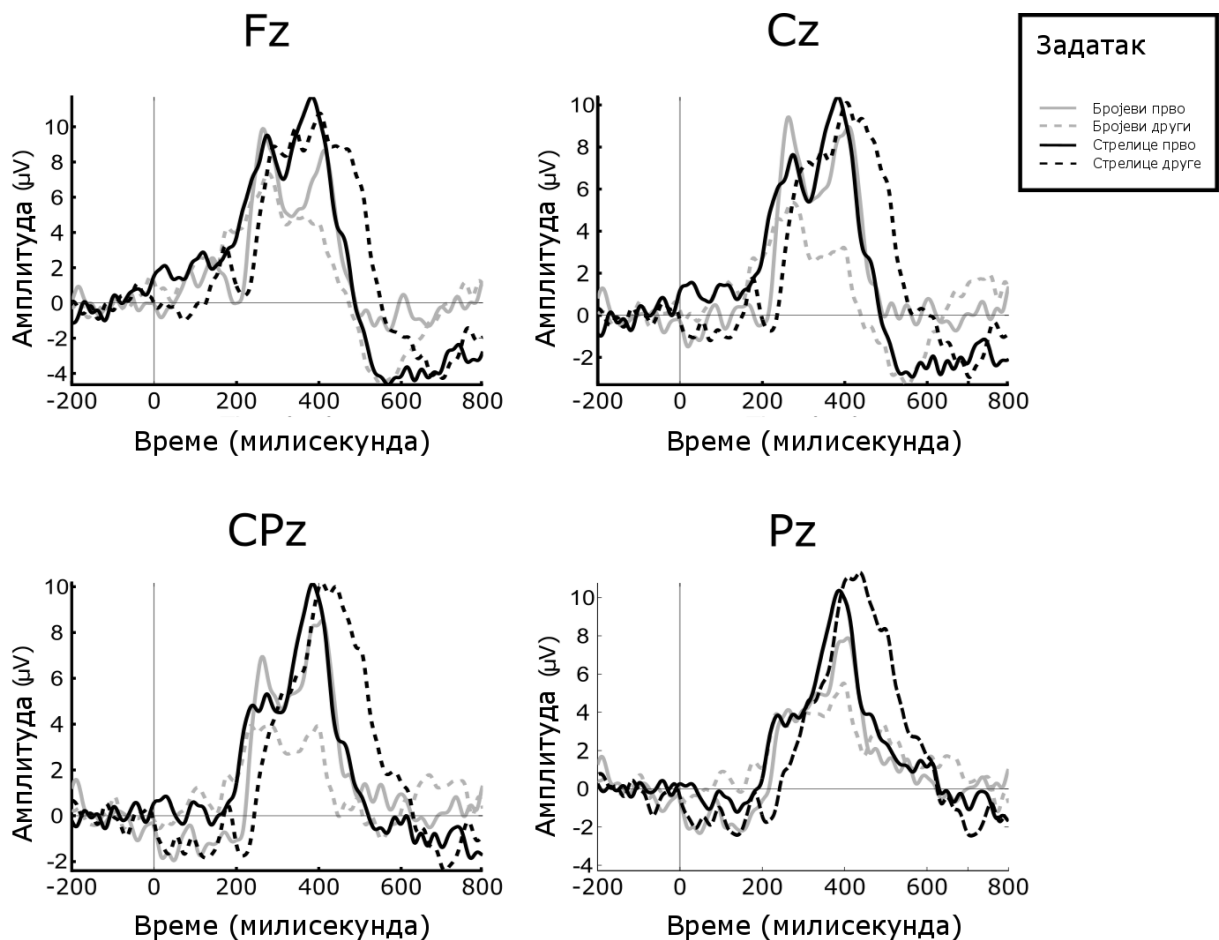
Догађајем изазвани потенцијали су се разликовали у зависности од врсте презентованог стимулуса (*Go/No-Go*: $F(1,96)=43.65$, $p<.001$, $\eta=0.31$), задатка (*Task*: $F(1, 96)=5.79$, $p<.05$, $\eta=.06$), редоследа приказивања (*Order of presentation*: $F(1,96)=7.13$, $p<.01$, $\eta=.07$) и у зависности од локације електрода (*SITE*: $F(3,94)=28.32$, $p<.01$, $\eta=0.23$). Наиме, амплитуде *P300* компоненте које су добијене након приказивања “*go*” стимулуса су биле веће него након приказивања “*no-go*” стимулуса ($M = 5.89$, $sd = 4.12$; $M = 1.12$, $sd = 3.54$). Поред тога, задатак стрелице је произвео веће амплитуде у поређењу са задатком Бројеви ($M = 4.39$, $sd = 4.63$; $M = 2.66$, $sd = 2.56$). Посматрајући редослед приказивања, резултирајућа амплитуда

P300 компоненте је увек била већа код прво приказаног задатка, у односу на друго приказани задатак ($M = 4.49$, $sd = 4.57$; $M = 2.57$, $sd = 4.27$). Напослетку, амплитуде на *Pz* локацији су биле веће и опадале су ка фронталним положајима електрода ($p < .05$), тј. *Fz*, *Cz* и *CPz*.



Слика 7-1. Графички приказ GA ERP-ова за сваки задатак и за сваки стимулус, и за сваку од локација електрода које су коришћене у истраживању. Црна линија представља 'go' стимулусе, док сива линија представља GA ERP-ове за 'no-go' стимулусе.

Поред горе наведених главних ефеката, постоји и скоро-значајан ефекат двоструке интеракције између положаја електрода и редоследа приказивања ($F(3,94)=3.07$, $p=.058$, $\eta=.03$), као и троструке интеракције између локације електрода, редоследа приказивања задатка, као и самог задатка ($F(3,94)=12.48$, $p < .01$, $\eta=0.12$). Амплитуде су биле мање за задатак Бројеви само ако је овај задатак приказан као други задатак и то само на локацијама *Fz*, *Cz* и *CPz*, док за локацију *Pz* то није био случај. На слици 7-2 су приказане усредњене вредности догађајем изазваних потенцијала за све четири електроде које су биле укључене у истраживање, као и само за "go" стимулусе. Разлике у амплитуди *P300* компоненте, у зависности од редоследа приказивања задатка графички су приказане на Слици 7-3.



Слика 7-2: GA ERP-ови који су добијени за 'go' стимулус у све четири експерименталне ситуације. ERPs који су добијени током задатка Бројеви су приказани у сивој боји, док су ERP-ови који су добијени у задатку Стрелице презентовани у црној боји. Црне линије су изабране ако је задатак приказан први по редоследу, односно испрекидане линије говоре да је задатак био приказан као други по реду

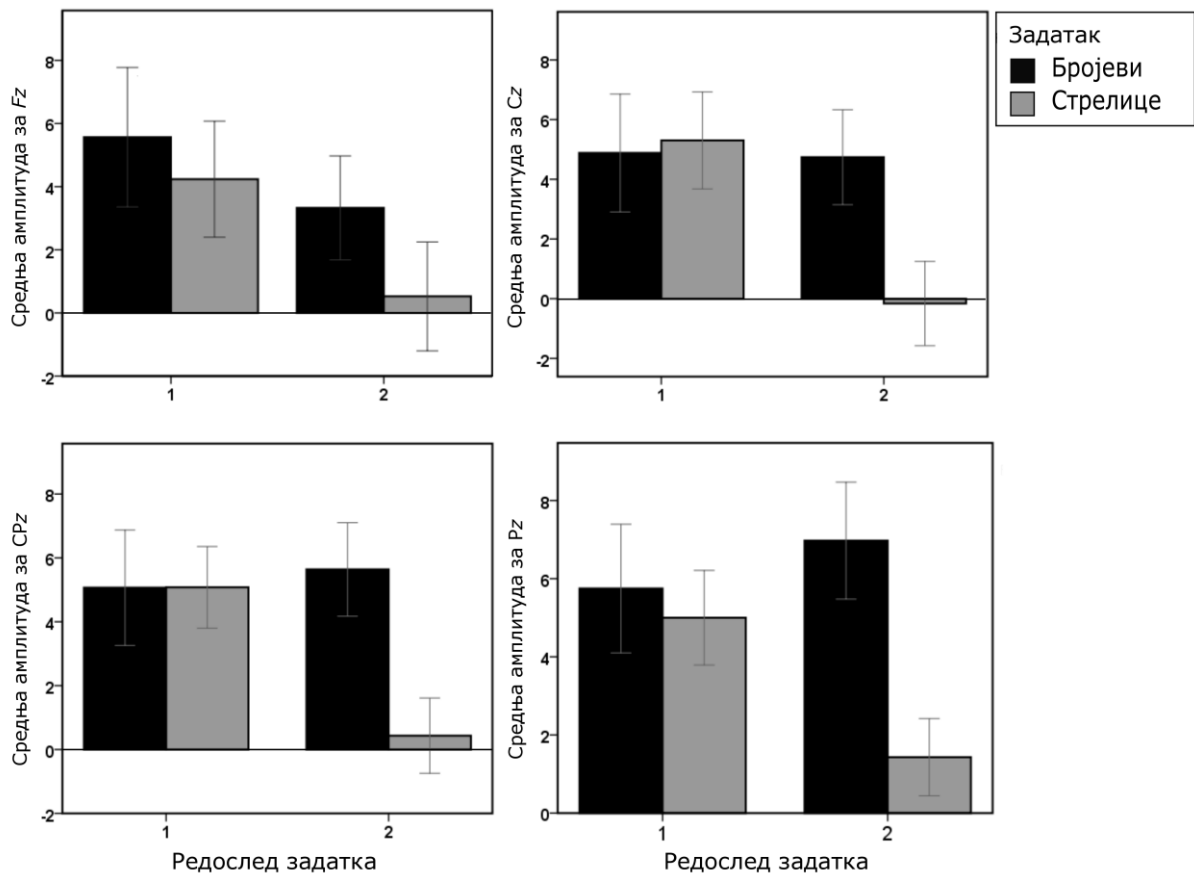
7.3.2 Резултати времена реакција

2x2x2 ANOVA која је примењена за упоређивање времена реакција није открила никакве статистички значајне ефекте, као ни ефекте инетракције.

7.3.3 Резултати грешака

Испитаници у овом истраживању нису направили ниједну грешку пропуста. Што се тиче грешака занемаривања, њихов број је био јако мали, и стога су биле изузете из статистичке анализа. Међутим, број малих грешака се разликовао у

односу на задатак, на тај начин што се у току задатка Бројеви догодио већи број малих грешака ($f(1,94) = 17.26, p < .01$), у односу на задатак Стрелице.



Слика 7-3: Вредности амплитуда за све четири позиције електрода и за сва четири експериментална случаја. Црна боја представља амплитуде изазване током задатка Стрелице, док сива боја представља амплитуде изазване током задатка Бројеви.

7.4 Дискусија

Ово истраживање је испитивало да ли радников ниво пажње може бити повећан уколико је радник инструкисан којом руком да започне радну операцију, у односу на експериментални услов када може започети операцију било којом руком. Пажња испитаника је процењивана кроз рачунање вредности амплитуде P300 компоненте, јер је већ прихваћено да се ниво пажње особе може поуздано одредити овом методом (Ford et al., 1994; Polich 2007; De Vos et al., 2014). У том циљу, испитаници су симулирали радну операцију у веродостојној реплици

радног места, док су симултано са задатком одговарали на две психолошке парадигме (Бројеви и стрелице).

Амплитуда *P300* компоненте била је значајно већа за фреквентне “*go*”, у односу на “*no-go*” стимулусе (као што је приказано на Слици 7-1). Овај налаз се разликује од раније пријављених резултата који се могу наћи у литератури, где је *P300* компонента углавном израженија за ретке стимулусе, јер се и психолошке парадигме дизајнирају на тај начин да се од испитаника захтева да одговарају и обрете пажњу само на стимулусе који нису фреквентни (*Struber* и *Polich*, 2002). Важна напомена је да се у овде презентованом истраживању од испитаника захтевало да посебно обрете пажњу на све фреквентне “*go*” стимулусе и да изврше радну операцију, док се при појави “*no-go*” стимулуса од испитаника тражило само да седе у опуштеном положају и да не спроводе никакве акције по препознавању стимулуса. Из тог разлога, и није толико необично што су “*no-go*” стимулуси произвели *P300* компоненту мање амплитуде, јер као што је већ раније пријављено, пасивна обрада стимулуса углавном доводи до смањене *P300* амплитуде (*Polich* 2007). Поред тога, у истраживању *Potts et al.* (2001), је показано да амплитуда *P300* компоненте зависи од тога шта је речено испитаницима (на који стимулус да обрете пажњу). *Potts et al.* (2001), су потврдили да је и у њиховом истраживању добијена већа амплитуда *P300* компоненте, када је од испитаника захтевано да дају одговор на фреквентне стимулусе у ситуацији када је однос “*go/no-go*” био 80 према 20. Штавише, у литератури је потврђено да интервал између два стимулуса такође може утицати на *P300* амплитуду, у смислу да краћи интервали воде смањењу амплитуде, док већи интервали воде повећању *P300* амплитуде, чак и у случају када се само један стимулус користи у истраживању. С обзиром да је у овом истраживању интервал између стимулуса био релативно дугачак (око 11 секунди), то доприноси валидности добијених резултата.

Главни налаз овог истраживања је то да је *P300* амплитуда значајно већа када су испитаници инструисани којом руком да отпочну радну акцију, у поређењу са случајем када су испитаници могли слободно да бирају којом руком ће отпочети акцију. Тај налаз није изненађујућ, ако се узме у обзир да у задатку Стрелице испитаници не знају унапред на коју страну ће стрелица показати, због чега такав задатак представља јачи когнитивни захтев за испитанике. Са друге

стране у задатку Бројеви, стимулуси носе значајно мању информацију са собом, јер се од испитаника само тражи да направе разлику да ли треба да одраде операцију или не (у зависности од врсте стимулуса) и стога је могуће да испитаници после неког времена могу престати да процењују целу тежину стимулуса (у смислу информације) који им се представља. Из горе поменутих разлога, селекција одговора током задатка Стрелице је значајно већа него код задатка Бројеви, што може резултирати значајно већом амплитудом *P300* компоненте током задатка Стрелице (Verleger et al., 2005). Интересантан налаз је да иако се очекивало да буде разлике у временима реакција између ова два задатка, разлика између времена реакција није била статистички значајна. Такође, број грешака занемаривања био је јако мали и није се значајно разликовао између задатака. Међутим, испитаници су направили значајно већи број малих грешака док су одговарали на задатак Бројеви, у поређењу са задатком Стрелице. Чињеница да је већи број малих грешака направљен у задатку Бројеви је могао бити очекиван, јер задатак Стрелице поставља веће ментално напрезање за испитанике, и као што је већ пријављено у литератури, грешке и ментално напрезање су у функцији криве која има *U* облик (Desmond and Hoys, 1996). Из свега наведеног у овом параграфу, може бити предложено да се радницима на репетитивним и монотоним пословима пруже информације не само о томе да ли требају да отпочну радну операцију или не, већ би било пожељно да радници добију информације које захтевају мало већу когнитивну обраду података. Још једно значајно запажање је да није постојало разлике у ефикасности радника између задатака, што доводи до још једног важног закључка ове студије, а то је да мерење очигледног учинка радника није поуздано, што је у линији једног од главних постулата неуроергономије (Parasuraman 2003). Презентовано истраживање апсолутно подржава напомену Parasuraman-а (2003), а то је да би ергономска истраживања требало да укључе мерење когнитивних процеса, за одређивање когнитивних параметара радника.

Иако је показано да су испитаници имали израженију *P300* компоненту током задатка Стрелице, у односу на задатак Бројеви, мана овог експеримента могла би да буде то што се тип стимулуса разликује између експерименталних ситуација (цифре и стрелице). Главни разлог зашто се разлика између инструкисане и неинструкисане експерименталне ситуације није обављала са

једним типом стимулуса је да би се избегао ефекат интерференције (*Pashler 1994*). Заправо, ако би се користио само тип стимулуса из задатка Бројеви и ако би се у инструкисаној експерименталној ситуацији од испитаника затражило да одређене цифре одређују руку са којом испитаник треба да започне задатак (нпр. непарне цифре представљају леву, а парне десну страну), врло вероватно би меморија јако утицала на процесе пажње у мозгу. Са друге стране, ако би се користио само тип стимулуса из задатка Стрелице, могло би да дође до нежељене склоности да испитаник одговара руком која одговара смеру стрелице у случају када се то експлицитно не тражи од њега. Још једна битна чињеница вредна дискусије је да ли поменута два задатка покрећу различите когнитивне механизме, ако се узме у обзир да су се два различита типа стимулуса користила у току експерименталног истраживања. Одговор на ову сумњу може се наћи у пре-моторној теорији пажње (*Rizzolati et al., 1994*), где је констатовано да се оријентациони процеси пажње покрећу током припреме одговора једном руком, и да су ти оријентациони процеси еквивалентни процесима који се јављају током инструкисаних ендогених промена у просторној пажњи (*Eimler et al., 2005*). Штавише, *Ranzini et al. (2009)* су показали да задаци који користе стрелице и арапске бројеве производе исте процесе у мозгу, и зависе од истих фронт-паријеталних мрежа у мозгу. Из тог разлога, оба задатка која су примењена у овом истраживању би требало да евоцирају исте когнитивне процесе пажње, што даје легитимитет избору типа стимулуса који су овде коришћени.

Још један занимљив налаз овог истраживања би се могао применити у стратегији ротације послова. Ротација послова на производној линији се често предлаже као метод за смањивање монотоности задатка, и нај тај начин су радници више фокусирани на одређени задатак (*Michalos et al., 2010b*). Заправо, резултати овог истраживања су показали да се најмање вредности *P300* амплитуде добијају када се задатак Бројеви (мање захтеван задатак) приказује као други задатак по реду. Другим речима, резултати су показали да ако мање захтеван задатак прати захтевнији задатак, ниво пажње испитаника драстично опада. Из тог разлога је предложено да би ротације радника на пословима ручн монтаже требало организовати на тај начин да се избегне да захтевнији радни задатак претходи монотонијем задатку. Међутим, ову препоруку би требало додатно испитати у будућим истраживањима.

Једна од лимитација презентованог истраживања је та да су експерименти спроведени на симулираном радном месту, уместо у стварном индустријском окружењу. Главни разлог за то је чињеница да се у овом истраживању користиле 'влажне електроде' за потребе ЕЕГ снимања, које су и даље неудобне за свакодневну употребу у индустријском окружењу. Међутим, важно је напоменути да су све просторне и амбијенталне вредности преликане из стварног радног окружења, и да је показана примењивост ЕЕГ снимања ван лабораторијских услова, као и употребљивост ЕЕГ снимања за потребе истраживања скривених когнитивних процеса у ергономским истраживања. На жалост представљено истраживање није у могућности да одреди разлику између можданих одговора током рада где се радницима не дају спољашње информације о почетку задатка, и задатка који је овде употребљиван, где су испитаници добијали такву информацију. Такво истраживање може представљати правац будућих истраживања на овом (или сличном) радном месту.

Ово истраживање је показало да бежична ЕЕГ снимања могу бити погодна за дизајнирање одређених радних задатака у ергономским студијама. Будући правци истраживања би требало да испитају да ли овде пријављени резултати такође стоје и за сличне радне позиције, које су монотоне и репетитивне по природи, али које захтевају континуирани фокус радника за одређени задатак (нпр. радна места за контролу квалитета производа). Иако је ова студија користила бежични ЕЕГ у реплицираном радном месту, чини се да је само питање времена када ће се ЕЕГ системи примењивати у свакодневном животу (*Van Erp et al., 2012; Mihajlovic et al., 2015*). Ово би могло довести до примене пасивних система интеракције мозга и рачунара, које би се могле применити за одређивање когнитивних стања радника у реалном времену и у индустријским окружењима (*Zander and Kothe, 2011*). У сваком случају, чињеница да је у данашње време могуће испитивати динамику функционисања мозга у свакодневним срединама и током природних покрета испитаника доводи нас један корак ближе водећем принципу неуроергономије, а то је да се истражи како мозак спроводи свакодневне комплексне задатке у свакодневном животу (*Parasuraman and Rizzo, 2006*).

7.5 Закључак

Поређењем монотоног ('go/no-go') задатка Бројеви са задатком са задатком који садржи избор реакције (задатак Стрелице), у којем су испитаници инструисани којом руком да започну задатак, резултати су показали да је задатак Стрелице погоднији за одржавање пажње радника. Овакав налаз је добијен кроз анализу амплитуде *P300 ERP* компоненте, где се показало да је амплитуда поменуте компоненте значајно већа у експерименталној ситуацији када су испитаници инструисани којом руком да отпочну симулирану радну операцију. Без обзира на редослед приказивања, амплитуде *P300* компоненте биле су значајно веће током задатка Стрелице, у поређењу са задатком Бројеви. Поред тога драстичан пад *P300* амплитуде је примећен када је задатак бројеви приказан као други задатак. Из ових налаза следи препорука да радници на пословима мануелне монтаже треба да буду инструисани како да одговарају, или да се смисли сличан метод ангажовања за раднике, са циљем повећања пажње радника. Напоследку, и полазећи од напомене да је примећен драстичан пад у *P300* амплитуди ако се задатак Бројеви приказује као други по редоследу, предложено је да се у ротацијама послова избегава да монотонији задатак прати когнитивно захтевнији задатак.

8. Корак ка континуираном надгледању пажње радника у реалном времену: Времена реакција наспрам можданих одговора

8.1 Увод

Ово поглавље је базирано на објављеном научном раду *Mijović et al. (2016)* чији је главни циљ истражити могућности континуираног и објективног праћења пажње радника, што и даље представља један од главних изазова у ергономским истраживањима. Истраживања у области ергономије које се баве менталним, спознајним и емоционалним функцијама углавном се ослањају на теоријске претпоставке и и даље зависе од бихејвиоралних индикатора (*Farfowicz и Marek 2007*), субјективних анкета и мерења свеукупног учинка радника (*Parasaruman 2003*). Међутим, као што је већ речено у претходним поглављима, поменуте методе су углавном непоуздане и добијени резултати су углавном непоуздани и необјективни (*Lehto, and Landry 2012; Parasaruman and Rizzo 2008; Parasaruman 2003; Simpson et al., 2005*). Поред тога, поменуте методе нису у стању да пруже у реалном времену и континуирано мерење пажње радника на радним местима (*Jagannath and Balasubramanian 2014*), где је често неопходан континуалан фокус над радном операцијом (*Jung et al., 1997*). Са друге стране, бежични ЕЕГ системи пружају могућност континуираног и објективног мерења пажње радника, што може пружити нову парадигму у ергономским истраживањима (*Mijović et al., 2016*). На тај начин, могу се избећи непоуздане процене когнитивног стања човека које се базирају на теоријским претпоставкама, које углавном само описују когнитивно стање радника које је везано за извршавање одређених задатака (*Fafrovicz and Marek 2007*).

Кроз индустријску историју, истраживања радничког учинка на пословима мануелне монтаже делова углавном су била базирана на одређивању правлиног положаја тела радника (*Fish et al., 1997; Li и Haslegrave 1999; Rasmussen et al., 1994*), јер неправилни положаји тела радника могу довести до развијања мускуло-скелетних поремећаја (*Leider et al., 2015*). Са друге стране, много мање пажње је било посвећено когнитивним и перцептуалним факторима који воде до грешке радника током радне операције (*Fish et al. 1997*). Тако на

пример пад у пажњи често претходи грешци у раду (*Arthur et al., 1991; Kletz 2001; Reason 1990; Wiegmann и Shappell 2012; Wallace и Vodanovich 2003*), и стога би правовремена детекција пада у пажњи могла помоћи у спречавању опасних ситуација, које укључују повреде, материјалну штету, па чак и несреће са људским жртвама.

ЕЕГ поседује могућност да правовремено и објективно детектује критичне догађаје у менталном стању човека (нпр. падови у пажњи, грешке, итд.) и до сада је већ потврђено да је ЕЕГ поуздан алат за процену когнитивног стања особе (*Klimesch et al., 1998; Luck, et al., 2000; Murata et al., 2005; Yamada 1998*). Анализом догађајем изазваних потенцијала, који се издвајају из континуираног ЕЕГ снимања једна је од најзаступљенијих метода за процену човековог когнитивног стања (*Hohnsbein et al., 1998*). Поред тога се такође може користити и бихевиоралан модалитет времена реакција за континуирано праћење пажње (*Larue et al., 2010; Sternberg 1969*). Времена реакција представљају временски интервал који протекне од приказивања одређеног надражаја, до момента иницијације жељене акције. Главни разлог за свеобухватну употребу времена реакције је тај што је податке једноставно прикупити и интерпретирати добијене резултате (*Salthouse и Hedden 2002*). Међутим, главна мана оваквих експеримената је то што се времена реакција углавном састоје од стимулуса који су праћени одговором, што не пружа могућност да се директно надгледају ментални процеси који се дешавају између ова два временска интервала (*Luck et al., 2000; Young и Stanton 2007*).

У овој студији истраживана је пропација амплитуде и временског кашњења *P300 ERP* компоненте, са циљем одређивања радничког нивоа пажње, употребом бежичног ЕЕГ система, током радне операције. Паралелно је праћена пропација времена реакција током радне операције. У овој студији је тестирана хипотеза да ће већа времена реакција произвести мање амплитуде *P300* компоненте, као и дуже временско кашњење ове компоненте у односу на приказани визуелни надражај.

8.2 Методе

8.2.1 Испитаници

У истраживању је учествовало четрнаест студената Факултета инжењерских наука, старости између 19 и 21 године. Због проблема насталих током снимања, два испитаника су била изузета из даље анализе, због чега је даља анализа спроведена на дванаест испитаника. Сви испитаници су били десноруки и добровољно су учествовали у истраживању. Истраживање се обавило само са мушким испитаницима, са циљем искључивања полних разлика, али и да се веродостојно реплицира симулирани радни задатак, јер су сви радници који раде у фабрици, на овом радном месту, мушког пола. Субјекти нису пријавили да болују (или да су боловали) однеуролошких и психијатријских болести, као и да нису употребљавали било какве лекове на дан испитивања. Испитаници су инструкисани да не конзумирају алкохолна пића дан пре и на дан студије, као и да не конзумирају пића која садрже кофеин барем три сата пре испитивања. Сви субјекти су имали нормалан, или коригован вид (уз помоћ наочара). Сви испитаници су прихватили да учествују у студији, тако што су подписали информатор за испитанике, након што су прочитали све информације о истраживању. Ово истраживање добило је дозволу етичког комитета Медицинског факултета Универзитета у Крагујевцу.

8.2.2 Поставка експеримента

Поставка експеримента је детаљно описана у Поглављу 5, Секција 5.2., и овде неће бити поновно представљена.

8.2.3 Експерименталне процедуре

Испитаници су долазили у лабораторију око девет сати ујутру. Након пажљивог читања сажетка процедура за експеримент, испитаници су давали сагласност за добровољно учествовање у истраживању тако што су потписивали информатор о истраживању. Потом се испитаницима стављала на главу ЕЕГ капа за снимање, након чега су имали 15-о минутну тренинг сесију, где су се упознавали са захтевима задатка. Снимање је почињало сваки дан око 9:30 часова и цео експеримент је трајао око сат и по времена. Испитаници су извршавали

симулирану радну операцију док су седели на столици испред реплициране машине. У овом истраживању се користио само задатак Бројеви (који је детаљно објашњен у Секцији 5.3.2.). Задатак бројеви је приказиван на 24"-ом монитору, који је подешаван тако да центар монитора буде у висини очију испитаника и на удаљености од 100 cm.

8.2.4 Обрада података

Времена реакција су израчуната као временска разлика између времена приказивања информације на почетку радне операције и притиска педале за иницијацију симулиране операције кримповања. Другим речима, времена реакција су представљала време које је протекло од времена приказивања визуелног стимулуса (корак 1) и момента када су испитаници притиснули педалу десним стопалом (корак 6), као што је приказано на Слици 5-5 (представљену у поглављу 5, Секција 5.3.1).

Анализа ЕЕГ сигнала се обављала помоћу софтверских пакета *EEGLAB* (Delorme и Makeig 2004) и *MATLAB* (Mathworks Inc., Natick, MA). ЕЕГ сигнали су прво филтрирани у фреквентном опсегу од 1-35 Hz. Потом су сигнали ре-референцирани на средњу вредност сигнала мастоидних канала (*Tr9* и *Tr10*). Потом се користила продужена *Infomax Independent Component Analysis (ICA)* са циљем смањења шума који потичу од трептаја, помераја очију и мишићне активности (De Vos et al., 2011; De Vos et al., 2010; Viola et al., 2009). По завршетку основне обраде ЕЕГ сигнала, ЕЕГ сигнал је сегментован у временском интервала од -200 до 800 милисекунди у односу на време приказивања визуелног "go" и "no-go" стимулуса, који су се приказивали испитаницима. Потом су вредности *ERP*-ова у временском интервалу од -200 милисекунди до времена приказивања стимулуса кориговани, на тај начин што се одузимала средња вредност сигнала свих сегмената у поменутом интервалу. Електроде од интереса у овом истраживању, и на којима се обавила *ERP* анализа, су биле *Fz*, *Cz*, *CPz* и *Pz*, јер је опште прихваћено да је *P300* компонента најизраженија на централним локацијама главе (Picton, 1992).

8.2.5 Обрада догађајем изазваних потенцијала – Израчунавање амплитуда и временских кашњења P300 компоненте

Током анализе добијених ERP-ова, првенствено су израчунате GA вредности добијених догађајем изазваних потенцијала за “go” и “no-go” ERP-ове, у временском прозору P300 компоненте. Међутим, помоћу коришћења GA вредности се добија само једна вредност амплитуде за целокупни експеримент, што онемогућава континуирано праћење промене амплитуде и временског кашњења P300 компоненте. Са друге стране, евоцирани когнитивни потенцијали који би се добили са једним покушајем могли би да се користе за континуирано праћење промене поменутих амплитуда и временских кашњења, али такви сигнали поседују веома мали однос између сигнала и шума, те су таква мерења углавном непрецизна. Међутим, у литератури је било пријављено да се догађајем изазвани потенцијали доброг квалитета могу добити са упросечавањем 11 поновљених снимања (Humphrey и Kramer 1994; Prinzl et al., 2003). Из тог разлога, направљен је компромис између прецизности добијених потенцијала и временске резолуције на тај начин што се користио померајући прозор на догађајем изазваним потенцијалима који су добијени по приказивању “go” стимулуса, тако што се упросечавало по 15 ERP-ова за позиције електрода које су коришћене у експериментима. Коришћење оваквог метода упросечавања је резултирало са 435 поновљених снимања по субјекту, који су касније статистички обрађени.

P300 компонента која је добијена током снимања састојала се од две подкомпоненте, P3a и P3b, и као што је већ раније напоменуто, P3a компонента је била проминентна на фронталним позицијама електрода, док је P3b најпроминентнија на центрo-паријеталним пределима главе (Polich, 2007). Међутим, њихово временско кашњење зависи од природе задатка, од надражаја коришћених током задатка, испитаника, итд. Са циљем квантификовања пропагације амплитуде и временског кашњења P3a и P3b под-компоненти коришћена је следећа стратегија: временско кашњење максималног пика на GA коришћена је за сваког испитаника и за сваку под-компоненту, након чега је амплитуда израчуната за сваки од усредњених 15 понављања у временском прозору од 100 милисекунди који су окруживали пик, коришћењем методе средње вредности амплитуда у поменутом временском интервалу по препоруци

Luck (2014). Слично томе су и временска кашњења одређена за сваку од усредњених 435 понављања, коришћењем методе временског кашњења максималног пика сваке подкомпоненте (Luck, 2014).

8.2.6 Поређење догађајем изазваних потенцијала и времена реакција

На сличан начин као за обраду догађајем изазваних потенцијала, добијена времена реакција такође су била упросечена коришћењем померајућег прозора којег се састојао од упросечавања 15 поновљених мерења, и на тај начин се могла пратити пропација времена реакција током симулиране радне акције. Тако се добило континуирано праћење промене времена реакција, и заједно са амплитудама и временским кашњењима *P3a* и *P3b* подкомпоненти омогућено је посматрање заједничких трендова ових модалитета пажње човека. На тај начин је коначно омогућено одредити корелацију између поменутих модалитета, коришћењем Пирсонове корелације.

8.2.7 Статистичка обрада

У циљу испитивања разлике између *GA ERP*-ова за “*go*” и “*no-go*” стимулусе, спроведен је упарени *t-test*. Догађајем изазвани потенцијали који су се користили за *t-test* укључивали су свих 50 “*no-go*” стимулуса и 50 “*go*” *ERP*-ова који су претходили приказивању “*no-go*” стимулуса. Да би се идентификоали временски периоди разлике између “*go*” и “*no-go*” *ERP*-ова, средње вредности ових евоцираних потенцијала су рачунате са фиксним временским прозором од 20 милисекунди. 'Прозори од интереса' за даљу статистичку обраду су дефинисани по следећем критеријуму: Када се догоде узастопни статистички значајни прозори, узима се први прозор после првог статистички значајног прозора, као и предпоследњи статистички значајан прозор од укупног временског интервала статистичке значајности. Другим речима, статистичка значајност се одређивала само ако постоји више узастопних временских интервала у којима је разлика између “*go*” и “*no-go*” *ERP*-ова статистички значајна ($p < .05$). По препознавању поменутих статистички значајних периода, израчунате су средње вредности амплитуда и спроведена је детаљнија анализа добијених резултата. С обзиром на то да су спроведена вишеструка упоређивања, примењене су Бонферони корекције, али се пријављени патерни резултата нису значајно разликовале.

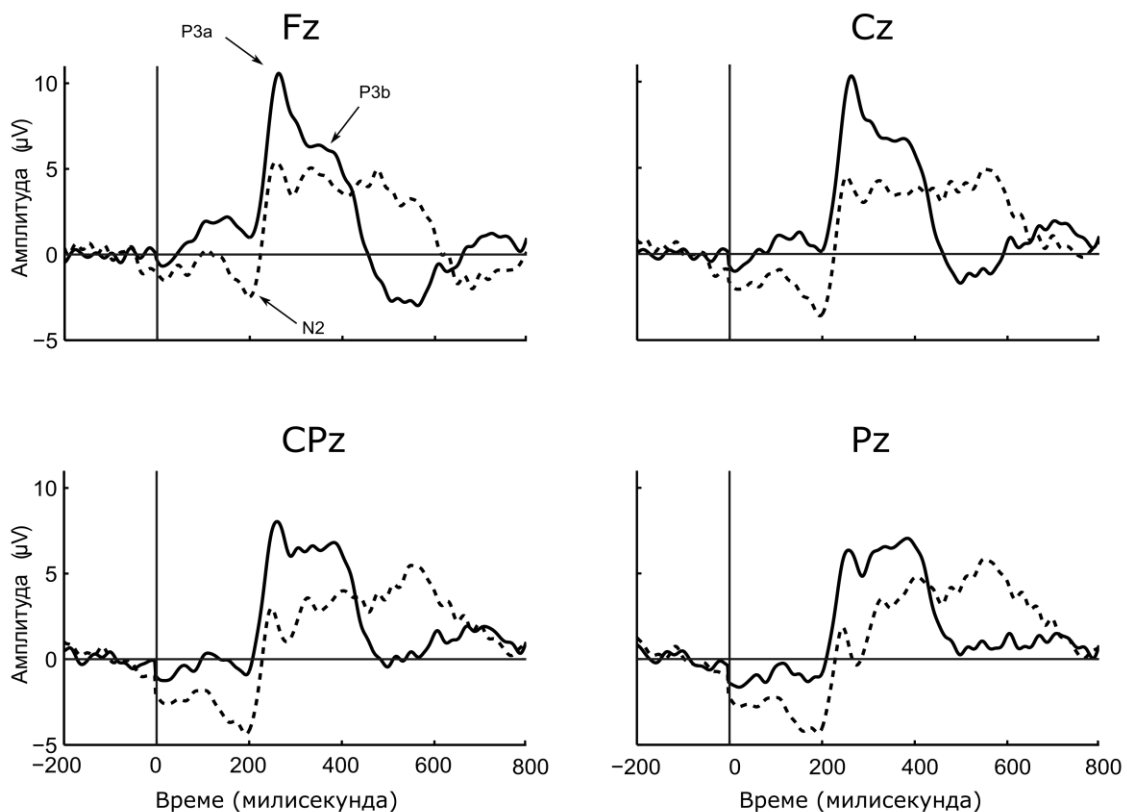
Корелације између времена реакција и *P3a* и *P3b* амплитуда и временских кашњења су такође статистички обрађиване на тај начин што су се вектори амплитуда и временског кашњења *P3a* и *P3b* под-компоненти, као и вектори вредности времена реакција уносили у *IBM SPSS* компјутерски програм, након чега су израчунавани коефицијенти Пирсонове корелације.

8.3 Резултати

8.3.1 ЕЕГ резултати

Евоцирани когнитивни потенцијали су успешно екстраховани из ЕЕГ сигнала, што је потврдило валидност поставке експеримента, као и прецизност синхронизације ЕЕГ сигнала и *SNAP* софтвера. На Слици 8-1 су приказани *GA ERP*-ови за “*go*” (пуна линија) и “*no-go*” (испрекидана линија) стимулусе, за локације електрода које су коришћене у истраживању (*Fz*, *Cz*, *CPz* и *Pz*). Вредности амплитуда *P3a* и *P3b* под-компонени су биле значајно веће у “*go*” него у “*no-go*” ситуацијама ($p < .05$), поред тога израженија *N2* компонента се јавила у “*no-go*” ситуацијама ($p < .05$), као што је приказано на горњој левој фигури на Слици 8-1.

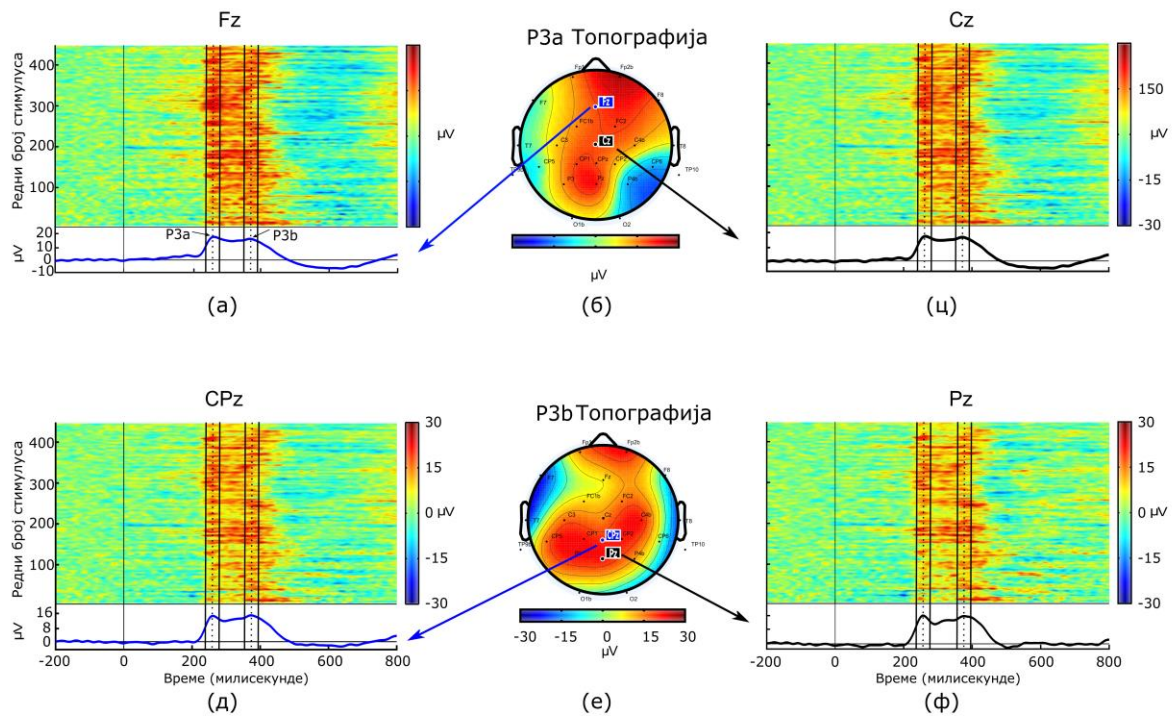
P3a и *P3b* подкомпоненте биле су конзистентне кроз понављања, што је представљено у колор мапама које су приказане на горњим траговима Сlike 8-2 (а, ц, д и ф), која представља пример резултата добијених од субјекта 11 (Табела 8-1). Доњи трагови на Слици 8-2 (а, ц, д и ф) представљају усредњену вредност догађајем изазваних потенцијала, који даље потврђују да је парадигма коришћена у овом истраживању била погодна за евоцирање *P300* компоненте, као и за евоцирање под-компоненти, догађајем изазваних потенцијала у веродостојној копији радног места и током симулиране радне операције. Поред тога су на слици 8-2б и 8-2е представљене и топографске мапе дистрибуције догађајем изазваних потенцијала, у временским периодима најпроминентнијег пика *P3a* и *P3b* под-компонената.



Слика 8-1: GA ERP-ови изазвани за 'go' (пуна линија) и за 'no-go' (испрекидана линија) стимулус за све четири позиције електрода које су коришћене у истраживању. N2, P3a and P3b ERP компоненте су приказане на горњој левој слици.

Са циљем визуализације корелације између времена реакција и P3a и P3b под-компонената, сва поновљена снимања су сортирана по вредностима у растућем редоследу, након чега су одговарајући ERP-ови такође пресложени у зависности од времена реакција. Све то је приказано на Слици 8-3, где горње слике представљају резултате за испитаника који је показао негативну корелацију између времена реакција и P3b подкомпоненте (за сујекта 11 из табеле 8-1), док доња слика приказује резултате испитаника који је показао позитивну корелацију (испитаник 7 из табеле 8-1). Доње слике представљају усредњене евоциране когнитивне потенцијале, док горњи делови слика представљају колор мапе 435 усредњених догађајем изазваних потенцијала. Поред тога, у горњим деловима слике додата су времена реакција (чија се оса налази на врху горње слике). Корелација између поменутих два модалитета примећује се визуелно тек када се ERP-ови поређају према временима реакција (Слика 8-3, горњи десни део Слике 8-3). Може се видети да у случају негативне

корелације, амплитуда $P3b$ подкомпоненте расте са смањењем времена реакције (стрелица која се налази са десне стране графика показује у ком правцу расте амплитуда $P3b$ подкомпоненте, и на тај начин представља 'знак корелације'). Аналогно томе, за субјекте који показују позитивну корелацију, поменути тренд је обрнут што је такође приказано црвеном стрелицом са десне стране графика.



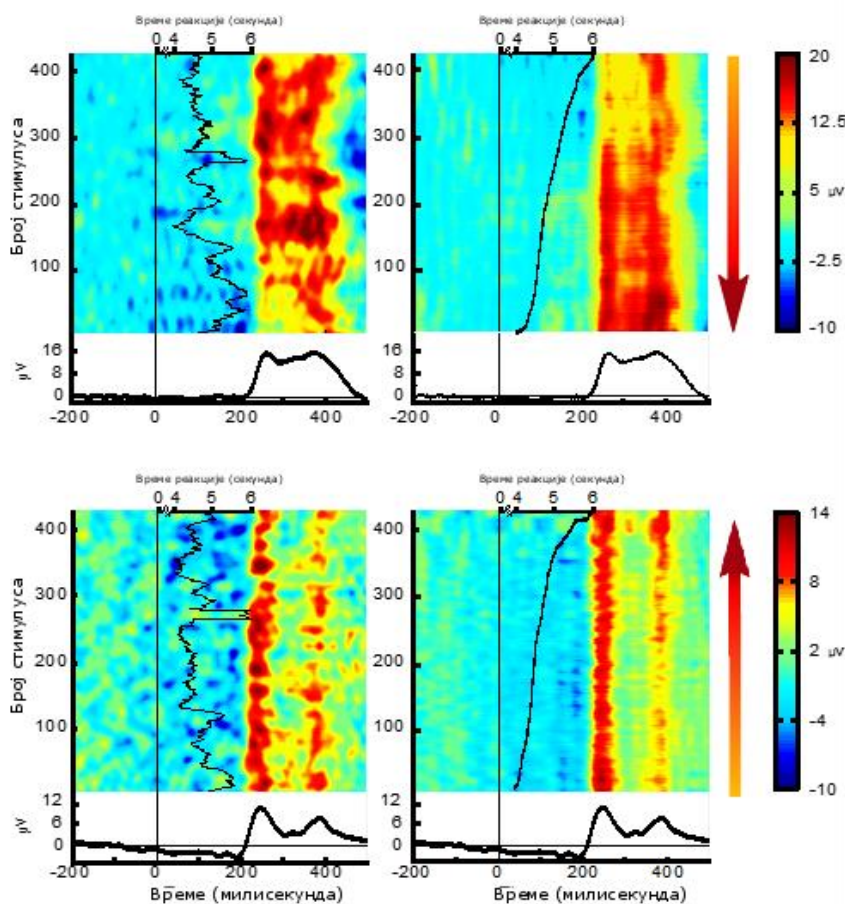
Слика 8-2: усредњени ERP сигнали приказани на примеру испитаника под редним бројем 11 (из табеле 8-1), за 450 поновљених снимања и за 450 'go' стимулуса (а,ц,д,ф – доњи трагови слика); $P3a$ и $P3b$ подкомпоненте су индиковане на доњем трагу слике а; Амплитуде су израчунате у временском прозору који је означен пуним линијама за обе подкомпоненте (као што је приказано на сликама а, б, д, ф). Поред тога, топографија за обе подкомпоненте дата је на сликама (б) и (е).

Још један визуелни приказ корелације између времена реакције и средње амплитуде $P3b$ подкомпоненте приказан је на Слици 8-5 (где су у горњем делу приказане вредности амплитуда, док су времена реакција приказана на доњем делу Слике 8-5). Са ове слике се види варијација поменути два модалитета. Поред тога, вертикалне испрекидане линије показују моменте када амплитуда $P3b$ подкомпоненте почиње драстично да опада, док времена реакција расту. Црвене

стрелице које се налазе на врху Сlike 8-5 представљају правац опадања амплитуде $P3b$ подкомпоненте, односно раста времена реакција.

8.3.2 Грешке у обављању задатка

Само један испитаник је правио грешке током симулиране радне акције (укупно шест грешака). Поред тога није било грешака у смислу пропуштања стимулуса, тј. не извршавања акције када се појави “go” стимулус. С обзиром на то да је број грешака био занемарљив, оне нису даље статистички обрађиване.



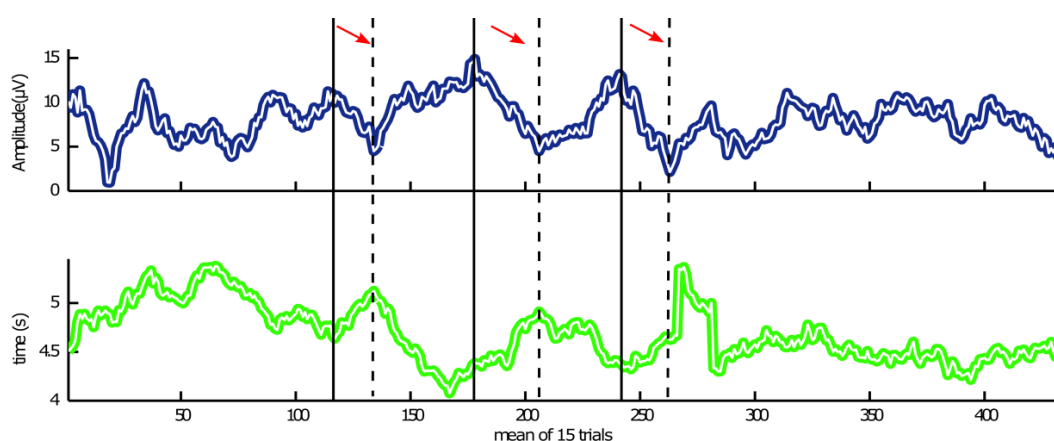
Слика 8-3: Поређење два субјекта, једног који је показао негативну корелацију између $P300$ амплитуде и времена реакције (горња слика), као и испитаника који је показао позитивну корелацију између ова два модалитета (доња слика). Леви графици показују несортирана поновљена снимања, док десне слике приказују сортирана поновљена снимања, пратећи времена реакција. Стрелице које се налазе скроз десно служе за графички приказ правца повећања амплитуде $P3b$ компоненте.

8.3.3 Упоредивање евоцираних когнитивних потецијала у односу на “go/no-go” стимулус

Упарени *t*-test за *N2 ERP* компоненту, на све четири позиције електрода, открио је статистички значајну разлику између “go и no-go” стимулуса (*Fz*: $t(1,11)=3.42$, $p<.01$; *Cz*: $t(1,11)=3.26$, $p<.01$; *CPz*: $t(1,11)=3.40$, $p<.01$; *Pz*: $t(1,11)=3.31$, $p<.01$). Такође је постојала разлика и у временским прозорима под-компоната за “go и no-go” стимулусе на сва четири канала која су била под истрагом: *P3a* (*Fz*: $t(1,11)=3.30$, $p<.01$; *Cz*: $t(1,11)=3.80$, $p<.01$; *CPz*: $t(1,11)=4.55$, $p<.001$; *Pz*: $t(1,11)=4.64$, $p<.001$); као и за *P3b* (*Fz*: $t(1,11)=2.54$, $p<.05$; *Cz*: $t(1,11)=3.40$, $p<.01$; *CPz*: $t(1,11)=6.11$, $p<.001$; *Pz*: $t(1,11)=8.72$, $p<.001$) *ERP* подкомпоненте.

8.3.4 Резултати Пирсонове корелације

Пирсонова корелација је коришћена како би се прецизно утврдиле вредности корелације између времена реакција и амплитуда и временских кашњења *P3a* и *P3b* под-компоненти догађајем изазваних потенцијала. Да би се прецизније одредиле вредности корелације коришћени су методи *Fisher-Z* трансформације, као и *Bootstrapping* метод, који су потврдили конзистентност добијених резултата. Резултати корелације између времена реакција и средње амплитуде *P3a* и *P3b* под-компоната су приказане у Табели 8-1. Ови резултати су приказали да је на групном нивоу корелација негативна, са великом статистичком значајношћу ($p<.001$, Табела 8-1).



Слика 8-4: Визуелни приказ 435-усредњених вредности времена реакције (горња слика) и *P3b* амплитуда (доња слика)

Међутим, Пирсонова корелација на индивидуалном нивоу није била тако конзистентна као на групном нивоу. Резултати су били мање варијабилни у *P3b* (у поређењу са *P3a*) прозору (резултати су приказани у доњем делу табеле 8-1). Међутим, чак и у временском интервалу *P3b* подкомпоненте, само су 4 испитаника показала негативну корелацију на све четири позиције електрода, док су остала 4 субјекта показала негативну корелацију на 3, 2 или само једној електроди. Поред тога, један испитаник је показао позитивну корелацију на све четири електроде, ок су преостала 3 субјекта показала позитивну корелацију на 3, 2 или једној електроди.

За разлику од средњих *P3a* и *P3b* амплитуда, корелација између времена реакција и *P3a* и *P3b* латенци је била недоследна. Штавише, дистрибуција латенце на сва четири локалитета од интереса (*Fz*, *Cz*, *CPz* и *Pz*), у оба *P3a* и *P3b* прозора се битно разликовала од нормалне дистрибуције. Због тога, су уместо сирових вредности узете логаритамске вредности, које би требало да произведу усклађену нормалну расподелу. На групном нивоу, *P3b* подкомпонента је показала само две маргинално значајне негативне корелације (на *CPz* и *Pz* електродама). С друге стране, латенце подкомпоненте *P3a* су показале позитивну корелацију на свим локацијама електрода ($p < 0,05$) на нивоу групе. Међутим, када су латенце анализирани на индивидуалном нивоу, резултати су били неконзистентни.

На основу пријављених резултата даље су идентифиоване две групе испитаника, у једну групу је сврстано пет испитаника који су показали негативну корелацију између времена реакција и амплитуде *P3b* подкомпоненте, док се друга група састоји од испитаника који су показали позитивну корелацију између ових модалитета. Испитаници који су негативно корелирани су били бржи у обављању задатка ($t(RT)=2.2, p<.05$) и имали су веће вредности *P3b* амплитуде ($t(Fz)=35.21, p<.001$; $t(Cz)=38.91, p<.001$; $t(CPz)=39.68, p<.001$; $t(Pz)=28.36, p<.001$), као и мање време кашњења *P3b* пика ($t(Fz)=36.31, p<.001$; $t(Cz)=30.74, p<.001$; $t(CPz)=30.43, p<.001$; $t(Pz)=34.61, p<.001$) у односу на испитанике који су показали позитивну корелацију између ових модалитета.

Слично томе, посматрајући подкомпоненту *P3a*, испитаници са негативном корелацијом су имали веће амплитуде ($t(Fz)=22.2, p<.001$;

$t(Cz)=26.5, p<.001$; $t(CPz)=27.14, p<.001$; $t(Pz)=16.84, p<.001$) и краће време кашњења ($t(Fz)=18.77, p<.001$; $t(Cz)=11.05, p<.001$; $t(CPz)=7.51, p<.001$; $t(Pz)=9.89, p<.001$), у односу на позитивно корелисане испитанике. Међутим, није било никакве значајне разлике, ако се посматрају времена реакција.

Табела 8-1: Вредности Пирсонове корелације између времена реакција и амплитуда P3a и P3b под-компоненти догађајем изазваних потенцијала на групном нивоу (горњи део табеле) и индивидуалном нивоу (доњи део табеле).

Вредности Пирсонове Корелације								
Подкомпонента	P3a				P3b			
Локација електрода	Fz	Cz	CPz	Pz	Fz	Cz	CPz	Pz
На нивоу групе	-.23	-.16	-.15	-.03	-.24	-.25	-.27	-.18
На индивидуалном нивоу	P3a				P3b			
	Fz	Cz	CPz	Pz	Fz	Cz	CPz	Pz
1	-.04	-.01	.03	.07	-.27	-.26	-.23	-.18
2	-.16	-.13	-.05	-.05	-.14	-.18	-.19	-.20
3	-.14	.01	.09	.09	.12	.23	.18	.08
4	-.33	-.35	-.36	-.36	-.10	-.14	-.20	-.27
5	-.03	.02	.02	.03	-.19	-.15	-.11	-.06
6	-.05	-.03	-.03	-.02	-.15	-.10	-.07	-.04
7	.22	.22	.16	.14	.15	.23	.22	.19
8	-.18	-.07	-.03	-.01	-.18	-.07	-.05	-.08
9	.03	.19	.13	.10	.17	.17	.02	-.05
10	-.07	.13	.16	.16	-.01	-.14	.02	.06
11	-.53	-.60	-.61	-.52	-.46	-.46	-.46	-.40
12	.36	.44	.41	.36	.15	.12	.02	.19
	- Негативна корелација ($p<0.05$)							
	- Позитивна корелација ($p<0.05$)							
	- Статистички незначајне вредности ($p>0.05$)							

8.4 Дискусија

Поређење GA ERP-ова за “go” и “no-go” стимулусе открило је да су амплитуде P3a и P3b подкомпоненте значајно веће за фреквентне “go” стимулусе. Овај налаз је упоредив са истраживањем пријављеним у Поглављу 7, али је у контрасту са већином раније пријављених резултата ERP студија. Главна разлика између овде пријављених истраживања је у томе што се у класичним ERP студијама од

испитаника захтева да не обрађају пажњу на фреквентне стимулусе, док се захтева да се посебна пажња посвети појави ретких стимулуса. Међутим, оваква манипулација у задатку је била неопходна, јер је континуитет радне операције од круцијалне важности како у индустрији, тако и у симулираним условима рада. Из тог разлога, мање амплитуде које су добијене за ретке “no-go” стимулусе нису изненађујуће (Слика 8-1), јер је и раније било пријављено да пасивна обрада вредности стимулуса генерално проузрокује мању амплитуду *P300* компоненте, јер догађаји који се не односе директно на задатак слабије утичу на механизме пажње човека.

Пирсонова корелација између времена реакција и амплитуда под-компоненти *P3a* и *P3b* је била негативна на групном нивоу и за све четири позиције електрода била је значајно негативна (као што је приказано у Табели 8-1). Такви резултати потврђују главну полазну хипотезу овог истраживања, јер је доказано да веће амплитуде *P300* компоненте, која одражава већи ниво пажње испитаника, посвећене задатку (Hohnsbein et al., 1998; Murata et al., 2005), проузрокују мање време које је потребно да се обави одређени задатак. Поред тога, јаче негативне корелације су добијене за под-компоненту *P3b*, у поређењу са *P3a* под-компонентом. Међутим, корелација између поменутих модалитета пажње на индивидуалном нивоу није била конзистентна као на групном нивоу (приказано у доњем делу табеле 8-1), што представља један од главних налаза овог истраживања. Неконзистентност резултата може бити приписана интер-индивидуалним разликама из разлога што разни фактори могу утицати на амплитуду *P300* компоненте, нпр. интелигенција, интровертност/екстровертност, итд. (Picton 1992). Поред тога, могуће је и да разлике које нису функционалне него анатомске такође могу утицати на *P300* амплитуду, нпр. дебљина костију лобање (MacDonald et al., 2007). Стога, ово истраживање подржава предлог дат од стране Hockey et al. (2009), где је напоменуто да се психофизиолошка мерења, за потребе ергономије, требају спроводити на индивидуалним подацима.

Резултати добијени Пирсоновом корелацијом између времена реакција и вредности амплитуде *P3b* подкомпоненте омогућили су идентификацију две групе испитаника: прву групу која показује негативну корелацију и другу групу у којој је корелација између ових модалитета позитивна. Негативно корелисана

група је била бржа у извршавању задатака, али је такође поседовала и већу амплитуду *P3b* подкомпоненте, док је позитивно корелисана група била спорија и са мањом амплитудом *P3b* подкомпоненте. Сличан образац резултата је примећен и за *P3a* компоненту (са изузетком времена реакција, која нису показала статистички значајну разлику). Из тога се може закључити да су субјекти који су показали негативну корелацију, били више фокусирани на задатак (с обзиром на то да су амплитуде *P3b* биле значајно веће), али и ефикаснији (с обзиром на краће време које им је било потребно да изврше одређени задатак). Важна напомена је да би у будућим истраживањима требало детаљно испитати ове резултате, као што и конзистентност корелације на индивидуалном нивоу треба потврдити кроз поновљена мерења на једном субјекту.

Још једно занимљиво поређење би било између “*go*” *ERP*-ова кој претходе “*no-go*” стимулусима на којима су испитаници тачно одговорили и “*go*” *ERP*-ова који претходе “*no-go*” *ERP*-овима на којима су испитаници направили грешку (тј. одрадили целу симулирану операцију), јер би ова информација била корисна за систем пажње човека (*Robertson et al., 1997*). Међутим, разлог због чега ова компарација није урађена је тај што је само један испитаник правио такве грешке и чак и тај испитаник је направио релативно мали број грешака. Интересантна напомена је да је тај испитаник имао израђену позитивну корелацију (субјекат 12 из табеле 8-1) и он је био у контрасту са генерално посматраним трендом негативне корелације. Поред тога, важна напомена је да је било тешко поставити прецизан критеријум грешке, јер су испитаници понекад показивали намеру да обаве одређени задатак с обзиром да су спроводили благе покрете након приказивања “*no-go*” стимулуса, али нису до краја отпочели акцију. Из тог разлога, у овом истраживању је узет строжи критеријум, где је грешка обухватала само акцију када испитаник скроз одради симулирану радну акцију (која је укључивала и притисак педале који је покретао импровизовану машину).

Иако је амплитуда *P300* компоненте генерално везана за процесирање пажње, механизми који генеришу *P3a* и *P3b* компоненту значајно се разликују. *P3a* компонента се везује за приказивање нових стимулуса, обраду егзогених аспеката стимулуса, тј. за процесе којима је потребан нижи ниво пажње (*Daffner*

et al., 2000; Polich 2007). Ова компонента обично прати компоненту *N2*, која је углавном израженија код стимулуса који су ретки и/или девијантни (Daffner *et al.*, 2000), као што је приказано на Слици 8-1. Са друге стране, *P3b* подкомпонента се јавља када је потребно више пажње за обраду одређеног стимулуса, који носи одређену информацију о задатку, када је потребно ендогена обрада вредности стимулуса, као и за процесе одлучивања (Polich 2007; O'Connell *et al.*, 2012). Све горе напоменуто је у линији овде презентованог истраживања, јер је проминентнија *P3b* компонента евоцирана на “go” стимулусима који су захтевали одређену акцију.

Дубља анализа континуираних временских серија времена реакција и амплитуда *P3a* и *P3b* подкомпоненти је открила видљиве трендове флукуација ових модалитета (Слика 5). Постојећа литература подржава да су и времена реакција (Flehming *et al.*, 2007), као и амплитуде *P300* (посебно *P3b*, Polich *et al.* [2007]) компоненте у чврстој вези са нивоом пажње човека и стога се може закључити да флукуације у вредностима ових модалитета одговарају флукуацији човекове пажње, како на неуралном, тако и на бихевијоралном нивоу. Међутим, питање које се само намеће је који од ових модалитета ближе одређује ниво пажње особе и да ли за објективно одређивање нивоа пажње радника на пословима ручне монтаже делова треба користити времена реакција или мождани сигнали? Bishu и Drury (1988) су констатовали да је у пословима ручне монтаже транзиција информације од улазне информације до завршетка радне акције много сложенија него у традиционалним задацима који користе мере времена реакције и стога, организовање одговора може утицати на крајње време реакције и учинак радника. Поред тога, у експериментима који користе мерења времена реакција постоје многи процеси који могу утицати на времена реакција, због чега је тешко изоловати и обратити пажњу на одређене процесе, као што је нпр. човекова пажња (Salthouse and Hedden 2002). Са друге стране је више пута потврђено да је *P3b* подкомпонента директно везана за пажњу човека (нпр. Verleger *et al.*, 2005). Пратећи ову логику, ово истраживање показује да *ERP* корелати пажње пружају детаљније и софистицираније разумевање механизма пажње човека, у поређењу са робустним, али грубим мерама пажње које се могу добити из времена реакција. Не само да догађајем изазвани потенцијали пружају прецизна мерења (такође су *ERP* предложени да буду 'времена реакција 21. века',

Luck et al. [2000]), они такође пружају могућност да се добије дубље разумевање природе процеса пажње, као што је овде приказано кроз анализу подкомпоненти *P3a* и *P3b*. Међутим, додатне студије су неопходне да би се потврдили ови наводи.

Анализа корелације између времена реакција и времена кашњења пикова подкомпоненти *P3a* и *P3b* није показала статистичку значајност. Иако су *Murata et al. (2005)* тврдили да пик временског кашњења *P300* компоненте одговара времену које је потребно да испитаник процени вредност стимулуса и да је самим тим повезан са нивоом пажње човека, то није забележено у овом истраживању. Резултати који су овде пријављени су међутим у сагласности са скорије пријављеним резултатима *Ramchurn et al. (2014)*, где је забележено да варијација амплитуде, али не и временског кашњења, *P300* компоненте корелише са варијацијом времена реакција.

У литератури је пријављено да изненадни падови у пажњи, током монотоних задатака, могу бити приписани дневном сањарењу и лутању мисли (*Fisher, 1998*), али неурални корелати ових феномена нису још увек скроз разјашњени (*Hasenkamp et al., 2012*). Из тог разлога, потенцијални бенефит праћења пажње у реалном времену би могао да буде то да се направи повратна спрега, која би реаговала у случају када ниво пажње радника почне да опада. На тај начин би се покушало реактивирање центара у мозгу који су везани за пажњу радника, што би могло да доведе до смањења грешака у раду, које су узроковане изненадним падовима у пажњи. Ово истраживање индикује да су 'периоди осциловања пажње' довољно дугачки и подржавају развој будућег система повратне спреге. Међутим, резултати ове студије су добијени у пост-анализи. Из тог разлога, правци будућег истраживања треба да буду усмерени ка развијању *BCI* система који би могли пружити повратну спрегу у виду визуелног, аудио и/или додирног надражаја, који би служио за реактивацију пажње радника. Овај процес би могао бити аутоматизован у смислу да када вредности амплитуде *P3b* подкомпоненте почну опадати са видљувим трендом, као што је приказано на Слици 8-5, повратна спрега би могла бити активирана. Важно је испитати утицај такве повратне спреге, као и везе између њеног значења и утицаја на радника, док се све време води рачуна о приватности радника.

Иако *Mijović et al. (2016a)* верују да мерење скривених модалитета који су везани за пажњу (као што је *P3b*) пружају боље разумевање механизма пажње радника него очигледне методе као што су времена реакције, једна од мана ове студије је то што је ЕЕГ и даље неудобан за свакодневну употребу и за употребу у индустријском окружењу. Главни разлог за ова ограничења је то што се поуздана ЕЕГ снимања још увек морају обављати употребом влажних електрода (*Mihajlovic et al., 2015*). Поред тога постоје и етичке забринутости код коришћења оваквих метода снимања у смислу да би менаџмент компаније имао приступ физиолошким сигнаlima радника, што покреће питање приватности радника на радном месту (*Fairclough 2014*). У сваком случају, ако позитивна/негативна корелација између времена реакција и амплитуде *P3b* стоји на нивоу једног субјекта, онда се предложена методологија може применити као улазни тест за одређену рану позицију радника. Предности таквог тестирања може бити двострука: са једне стране, менаџмент би могао рано да одреди да ли би потенцијални кандидат био довољно фокусиран на одређени задатак (у зависности од тога којој групи припада – позитивно/негативно корелисаној); и као друго, поуздан, комфоран и једноставан систем за праћење пажње би могао бити инсталиран на постојећим радним местима, који би био базиран на мерењима времена реакција. Из тог разлога би правац будућих истраживања могао бити истраживање корелација између времена реакција и *P3b* амплитуде на нивоу једног субјекта, након чега би предложена методологија могла бити успешно примењена у индустријским окружењима.

Предложена методологија била је примењена на задацима ручне монтаже делова, где је спроведена само једна функционална измена радног места, у смислу презентације стимулуса и са циљем изазивања антиципиране *P300 ERP* компоненте. Оваква модификација је била неопходна, јер је скривени когнитивни контекст често уграђен у комплексну динамику функционисања мозга и у природним окружењима је тешко изоловати специфичне когнитивне процесе, јер они прво морају бити изазвани одређеним надражајем (*Bulling and Zander, 2014*). Из тог разлога се предложена методологија не може директно применити за снимања ЕЕГ сигнала у реалним радним окружењима, јер би се захтевала модификација радне рутине. Самим тим би се морао смислити генералнији приступ проблему, или би се морало изабрати друго радно место на

којем функционалне модификације не би биле неопходне. Све овде поменуто представља правце будућих истраживања.

8.5 Закључак

Ово истраживање је проширило постојеће психофизиолошке прилазе проблемима у ергономији, тако што је предложена нова методологија за континуирано мерење нивоа пажње радника на монотоним пословима ручне монтаже делова у реалистичном индустријском окружењу. Забележено је да, иако корелација на групном нивоу између времена реакција и амплитуда *ERP* компоненти *P3a* и *P3b* (које су везане за пажњу радника) има негативну вредност, то није конзистентно на индивидуалном нивоу. Овај налаз представља један од главних резултата истраживања: опште мерење учинка радника (у смислу времена реакција) није поуздана метода за мерење пажње радника и стога би мерење скривених (когнитивних) корелата пажње требало бити усвојено у ергономским истраживањима. Приказане осцилације пажње оправдавају потенцијално увођење система повратне спреге на радном месту, који би служио како да повећању позорности радника, тако и да потенцијалној превенцији грешке и повреде на раду. На тај начин би број потенцијалних несрећа и материјалне штете могао бити смањен, што би последично повећало укупну безбедност радника. Будуће студије су потребне да би потврдиле примењивост предложене методологије, као и да се прилагоди и генерализује предложени приступ.

9. Комуницирање когнитивног стања човека: Корак ка когнитивно-свесном систему у Индустријском окружењу

9.1 Увод

Ово поглавље је базирано на раду који је у припреми за предају у научни часопис. Рад истражује могућности примене бежичног ЕЕГ система, као и *Kinect* уређаја, са циљем праћења пажње радника који је запослен на пословима ручне монтаже делова.

Као што је већ поменуто у Поглављу 5 (Секција 5.1), бежични физиолошки сензори пружају могућност померања од конвенционалне, експлицитне *HCI*, ка природнијој имплицитној *HCI*. У имплицитном *HCI* контексту (*Schmidt, 2000*), компјутер интерпретира људске физиолошке и бихејвиоралне сигнале као улазне податке за систем, омогућавајући развој когнитивно-свесног компјутерског система за мониторинг радничког когнитивног стања. Такав начин комуникације је углавном подржан убрзаним развојем технологија и алгоритама који могу разумети и интерпретирати снимљене модалитете сигнала. Пратећи такву путању, технологија сензора у данашње време не само да пружа компјутерима способност да добију ширу слику човековог окружења (као што су паметне куће, возила, итд.), већ такође отвара нови пут у разумевању људи од стране компјутеризованих система кроз технологију која служи за посматрање човековог понашања и стања. У том контексту је предложен концепт система когнитивно-свесног рачунања, који осећа и прилагођава се тренутним когнитивним аспектима људи (*Bulling и Zander, 2014*).

Поред чињенице да производна индустрија већ деценијама уназад покушава да достигне “*lights-out*” концепт (*Tompkins et al., 2010*), у индустрији и даље постоји доста радних места која зависе од људских оператера. Међутим, сматра се да је људски елемент у систему и даље највише склони грешкама у раду на производној линији, и да ограничена ментална и физичка издржљивост радника проузрокује критична понашања и реакције које су често непредвидиве (*Hamrol et al., 2011*). Из тог разлога би увођење когнитивно-свесног система у

индустријска постројења могло бити делотворно, јер би ефекти одступања у когнитивном стању радника могли бити умањени.

Употреба преносивих сензора није нова ствар у индустрији (*Stanford, 2002*), међутим такви сензори су се најчешће користили за препознавање физичких активности радника (*Stiefmeier et al., 2008*), а не за препознавање можданих функција (*Kunze et al., 2013*). Да бисмо се приближили когнитивно-свесном систему (*Bulling и Zander, 2014*) на радном месту, ово истраживање предлаже систем који би био способан за синхронизовано снимање и анализу мождане динамике и активног понашања радника на реплицираном радном месту.

Као што је већ било напоменуто у Поглављу 2, једине две технике које су тренутно доступне за истраживање мождане динамике у природним окружењима су *fNIRS* и ЕЕГ (*Gramann et al., 2014*). Иако је *fNIRS* донекле комфорнији од ЕЕГ-а, са том методом је само могуће снимити индиретне метаболичке процесе. Поред тога једна од највећих мана *fNIRS*-а је то што поседује јако слабу временску резолуцију (*Gramann et al., 2014*). Са друге стране, ЕЕГ пружа могућност директног снимања мождане активности, а поред тога поседује и велику временску резолуцију (*Gramann et al., 2014*). Како је ЕЕГ у скорије време постао преносни сензор, он тренутно представља најмоћнији метод за снимање мождане динамике у свакодневним окружењима. Поред тога, ЕЕГ је већ успешно примењен у *BCI* истраживањима, која су у савремено време променила правац истраживања са примене само у медицини, на свакодневну примену *BCI* система (*Van Erp et al., 2012*). Чини се да су свакодневни *BCI* све више прихваћени за свакодневну употребу, јер су разне компаније почеле да развијају потраошачке ЕЕГ уређаје, који се на пример могу користити за играње компјутерских игрица (*Van Erp et al., 2012*). Са истраживањем нових опција које *BCI* може да пружи, дошло се до идеје да би се *BCI* системи могли користити у пасивном својству (*Zander и Kothe, 2011*). Развој пасивних *BCI* система је оријентисан ка континуираном снимању и анализи можданих сигнала у интеракцији човек-машина, са циљем објективног одређивања човековог когнитивног стања. Овакав моментум пасивних *BCI* система је тако отворио врата њиховој примени у индустрији, потпомажући област неуроергономије (*Parasuraman, 2003*). Међутим, и даље је највећа препрека, за употребу ЕЕГ-а у

индустријским окружењима, потреба да се за снимања кориси кондуктивни гел (Mijović et al., 2015), што и даље изазива нелагодност код радника. Међутим, као што је већ напоменуто раније, ЕЕГ пружа могућност снимања можданих сигнала у реплицираним радним местима, те се налази из оваквих истраживања могу употребити у индустрији, све до периода када ЕЕГ постане потпуно комфоран за примену у индустрији.

Још један од изазова у ергономским истраживањима је снимање и анализа покрета и положаја тела радника у реалном времену. Да би се достигао тај циљ, једна од најзаступљенијих метода је било мерење покрета радника помоћу унутрашњих мерних јединица (енг. *Internal Measurement Units – IMUs*) и *MoCap* сензора (са употребом спољашњих маркера). Међутим такви начини снимања покрета захтевају од радника да на себи носе разне уређаје (или маркере). Иако у истраживању (Stiefmeier, 2008) радници нису пријавили велике нелагодности док су носили јакну која се састојала од мреже *IMU* сензора, прецизно снимање покрета без потребе да радник носи било какве сензоре и маркере би било пожељно. Као потенцијално решење овог проблема, индустрија компјутерских игрица је креирала економски приступачан мултимодални сензор, помоћу кога је могуће пратити покрете испитаника без потребе за било каквим сензорима, у виду *Microsoft Kinect*-а. Поред своје примарне употребе, управљање компјутерском игрицом, истраживачи су проширили примну *Kinect*-а у ергономији, јер овај сензор пружа могућност да се ефикасно и објективно одреде радникови покрети и положаји тела у реалном времену и у индустријском окружењу.

Највећи део истраживања који је везан за радничко кретање је углавном везано за одређивање положаја тела радника и препознавање акција које радник изводи (нпр. Stiefmeier et al., 2008), док је много мање пажње посвећено проналажењу везе између моторних акција и когнитивних процеса. Важна напомена је да је когниција у блиској вези са моторним акцијама (Parasuraman и Rizzo, 2008). На пример, једно од скоријих истраживања је пријавило да варијабилност количине покрета, а који нису у директној вези са задатком, може бити један од важних индикатора когнитивног стања особе (Roge et al., 2001). У поменутом истраживању су снимане бихејвиоралне активности у пост-анализи, јер су испитаници били снимани видео камером, након чега су се мануално

бројали покрети који нису били везани за одређени задатак (Roge et al., 2001). Међутим, како су компјутерска визија и *HCI* системи узрапредовали сада је могуће аутоматизовати препознавање покрета у реалном времену. Сензори који раде по принципу структурираног осветљења, заједно са додатним сензорима, отварају читав сет могућности за аутоматску аквизицију информација о бихевиоралним активностима, јер такви системи омогућују директно снимање позиција кључних скелетних тачака на телу човека у реалном времену. Овакве технологије су омогућиле развој и коришћење једноставних бихевиоралних модела, који се могу базирати на енергији покрета. На тај начин, било би могуће комбиновати податке који су добијени снимањем можданих сигнала и енергије покрета, што би омогућило дубље разумевање радникових менталних стања током комплексних радних задатака (Gramann et al., 2014).

У циљу истраживања могућности примене горе наведеног концепта, спроведено је мулимодално мерење ЕЕГ сигнала, као и сигнала покрета на реплицираном радном месту (Као што је описано у Поглављу 5, Секција 5.5). Један од главних изазова је представљало снимање три модалитета сигнала у реалном времену и синхронизовано. Главни циљ овог истраживања је био да се представи систем који би био способан да у реалном времену открије девијације у радниковом когнитивном стању. Презентовани систем би требало да буде способан да открије пад у менталним и физичким учинцима радника, како би се могле предузети одговарајуће превентивне акције (нпр. да се пружи пауза, или да се зада нови задатак раднику). Коначно, такав систем би могао служити за превенцију грешака у раду и побољшање радничког целокупног здравља.

9.2 Методе

9.2.1 Испитаници

У истраживању је учествовало двадесет студената Факултета инжењерских наука, старости између 19 и 21 године. Због проблема насталих током снимања, два испитаника су била изузета из даље анализе, због чега је даља анализа спроведена на дванаест испитаника. Сви испитаници су били десноруки и добровољно су учествовали у истраживању. Истраживање се обавило само са мушким испитаницима, са намером искључивања полних разлика, али и да се

веродостојно реплицира симулирани радни задатак, јер су сви радници који раде у фабрици, на овом радном месту, мушког пола. Субјекти нису пријавили да болују (или да су боловали) од неуролошких и психијатријских болести, као и да нису употребљавали било какве лекове на дан испитивања. Испитаници су инструисани да не конзумирају алкохолна пића дан пре и на дан студије, као и да не конзумирају пића која садрже кофеин барем три сата пре испитивања. Сви субјекти су имали нормалан, или коригован вид (уз помоћ наочара). Сви испитаници су прихватили да учествују у студији, тако што су подписали информатор за испитанике, након што су прочитали све информације о истраживању. Ово истраживање је добило дозволу етичког комитета Медицинског факултета Универзитета у Крагујевцу.

9.2.2 Поставка експеримента

Поставка експеримента је детаљно описана у Поглављу 5, Секција 5.2., и овде неће бити поновно представљена.

9.2.3 Експерименталне процедуре

Испитаници су долазили у лабораторију око девет сати ујутру. Након пажљивог читања сажетка процедура за експеримент, испитаници су давали сагласност за добровољно учествовање у истраживању тако што су потписивали информатор о истраживању. Потом се испитаницима стављала на главу ЕЕГ капа за снимање, након чега су имали 15-о минутну тренинг сесију, током које су се упознавали са захтевима задатка. Снимање је почињало сваки дан око 9:30 часова и цео експеримент је трајао око сат и по времена. Испитаници су извршавали симулирану радну операцију док су седели на столицама испред реплициране машине. У овом истраживању су се користила оба задатка (Бројеви и стрелице, који су детаљно објашњен у Секцији 5.3.2.). Задатаци су приказивани на 24"-ом монитору, који је подешаван тако да центар монитора буде у висини очију испитаника и на удаљености од 100 cm.

9.2.4 Обрада догађајем изазваних потенцијала

Анализа ЕЕГ сигнала се обављала помоћу софтверских пакета *EEGLAB* (Delorme и Makeig 2004) и *MATLAB* (Mathworks Inc., Natick, MA). ЕЕГ сигнали су прво филтрирани у фреквентном опсегу од 1-35 Hz. Потом су сигнали ре-

референцирани на средњу вредност сигнала мастоидних канала ($Tr9$ и $Tr10$). Потом се користила продужена *Infomax Independent Component Analysis (ICA)* са циљем смањења шума који потичу од трептаја, помераја очију и мишићне активности (*De Vos et al., 2011; De Vos et al., 2010; Viola et al., 2009*). По завршетку основне обраде ЕЕГ сигнала, ЕЕГ сигнал је сегментован у временском интервалу од -200 до 800 милисекунди у односу на време приказивања визуелног “go” и “no-go” стимулуса, који су се приказивали испитаницима. Потом су вредности *ERP*-ова у временском интервалу од -200 милисекунди до времена приказивања стимулуса кориговане, на тај начин што се одузимала средња вредност сигнала свих сегмената у поменутом интервалу. Електроде од интереса у овом истраживању, и на којима се обавила *ERP* анализа, биле су *Fz, Cz, CPz* и *Pz*, јер је опште прихваћено да је *P300* компонента најизраженија на централним локацијама главе (*Picton, 1992*).

Слично истраживању које је представљено у поглављу 8, направљен је компромис између прецизности добијених потенцијала и временске резолуције на тај начин што се користио померајући прозор на догађајем изазваним потенцијалима који су добијени по приказивању “go” стимулуса, тако што се просекавало по 15 *ERP*-јева за позиције електрода које су коришћене у експериментима. Коришћење оваквог метода просекавања је резултирало са 435 поновљених снимања по субјекту, који су касније статистички обрађени. У следећем кораку је одређено временско кашњење максималног пика на *GA* који је коришћена за сваког испитаника. Потом је амплитуда израчуната за сваки од 15 усредњених понављања у временском прозору од 100 милисекунди који су окруживали пик, коришћењем методе средње вредности амплитуда у поменутом временском интервалу по препоруци *Luck (2014)*.

9.2.5 Израчунавање индекса ангажовања (EI)

Индекс ангажовања је мера која говори колико је особа ангажована у обављању одређеног когнитивног задатка, и повезана је са позорношћу особе (као што је већ поменуто у Поглављу 3, Секција 3.3.4). Индекс ангажовања представља однос између можданих таласа високе фреквенције и мале амплитуде (β - бета), и збира можданих таласа ниске фреквенције и велике амплитуде ($\alpha+\theta$, алфа+тета). Другим речима, $EI = \beta / (\alpha + \theta)$. Веће вредности индекса ангажовања индикују да је

одређена особа више ангажована у задатаку, док мање вредности рефлектују да одређена особа није активно укључена у задатак и/или са одређеним аспектима одређеног радног места (*Prinzel et al., 2000*).

Да би се израчунао индекс ангажовања, сирови ЕЕГ сигнал је филтриран у три фреквентна опсега (θ , α и β), а затим је ЕЕГ сигнал ре-референциран на мастоидне канале, након чега су уклоњени артефакти који су препознати помоћу ICA. ЕЕГ сигнал је потом сегментиран у односу на временске интервале “go” тако што су се узимали делови сигнала у временском интервалу од једне секунде пре појаве стимулуса. Потом је на сигналу примењена Фријеова трансформација са циљем израчунавања густине спектралне снаге за сваки фреквентни опсег посебно, и за сваку симулирану операцију. Коначно, када се одреде сви параметри, индекс ангажовања се израчунава према горе поменутој формули (приказаној у Секцији 9.1).

9.2.6 Израчунавање енергије покрета

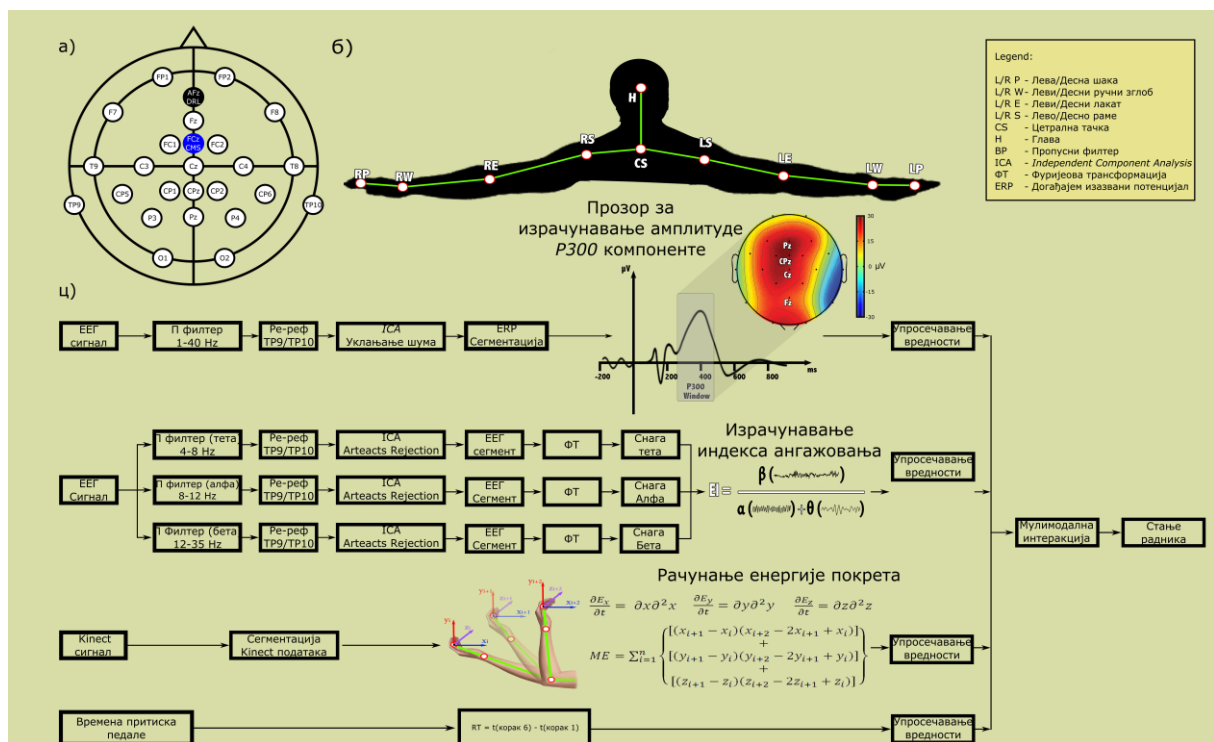
Првенствено је снимљен горњи део тела испитаника, да би се испитало да ли покрети радника који нису директно везани за задатак могу аутоматски да се одреде и анализирају помоћу *Kinect* сензора. Поред тога, испитивана је и корелација између енергије покрета и специфичних одлика ЕЕГ сигнала, који су везани за пажњу радника (амплитуда *P300* компоненте и индекса ангажовања).

Са *Kinect*-ом је могуће снимити 10 кључних тачака када су испитаници у седећем положају, јер је доњи део тела био заклоњен реплицираном машином (као што је приказано на Слици 9-1). Потом је примењена методологија за одређивање енергије покрета, која је базирана на померању кључних тачака (зглобова) и на примени једноставне једначине за кинетичку енергију, која је присвојена из класичне механике. Подаци померања тачака који су ушли у анализу узимани су у периоду када је предпостављено да ће испитаници седети мирно, тј. у периоду између завршетка једне акције и пре приказивања следећег стимулуса (корак 8 са слике 5-4 из Поглавља 5). Потом је кинетичка енергија израчуната за сваку симулирану операцију и за сваку кључну тачку у све три осе. Коначно, енергија покрета за сваку тачку је добијена тако што су се сумирале вредности помераја по све три осе (Слика 9-1ц).

9.2.7 Рачунање времена реакција

Времена реакција су израчуната као временска разлика између времена приказивања информације на почетку радне операције и притиска педале за иницијацију симулиране операције кримповања. Другим речима, времена реакција су представљала време које је протекло од времена приказивања визуелног стимулуса (корак 1) и момента када су испитаници притиснули педалу десним стопалом (корак 6), као што је приказано на Слици 5-5 (представљену у поглављу 5, Секција 5.3.1).

9.2.8 Усредњавање података



Слика 9-1: Графички приказ алгоритма који је коришћен током обраде сигнала сваког модалитета

У циљу испитивања корелације између снимљених модалитета, на свим сигнаlima је примењено усредњавање података, користећи већ поменути померајући прозор од петнаест понављања (са једним кораком), пре него што су се подаци статистички обрађивали. Слика 8-1 графички приказује алгоритме који су се користили за комплетну обраду података.

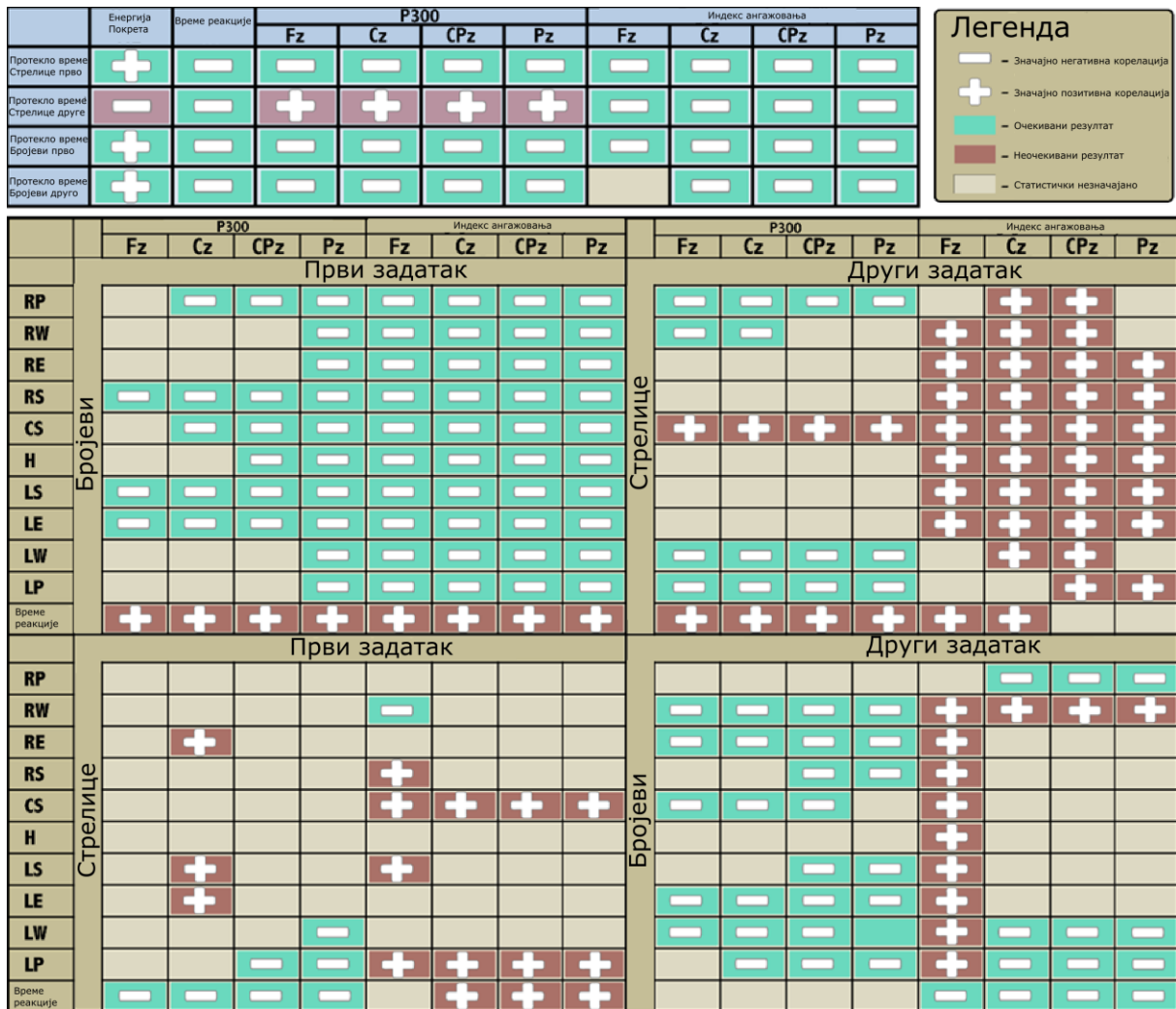
9.2.9 Статистичка анализа

Статистичка анализа, као и обрада података, обављала се у пост-анализи, са главним циљем истраживања повезаности ЕЕГ и бихевиоралних модалитета. По обављеном усредњавању, вектори који су садржали по 435 усредњених вредности су се користили као узни подаци за *IBM SPSS* софтвер, након чега су подаци агрегирани за све испитанике и за сваку од 435 усредњених вредности података. Прво је спроведена Пирсонова корелација, са циљем истраживања како се понашају добијене вредности у зависности од времена које је протекло током експеримента. Након тога, израчунати су коефицијенти Пирсонове корелације, са циљем испитивања како бихевиорални модалитети корелишу са модалитетима пажње добијеним из ЕЕГ сигнала, као и да би се испитало да ли би се концепт енергије покрета могао применити за поуздано праћење пажње радника током радне операције.

9.3 Резултати и дискусија

Резултати Спирманове корелације показали су да, независно од редоследа приказивања задатка, више монотони задатак (Бројеви) проузрокује пад у пажњи и индексу ангажовања, посматрано кроз амплитуду *P300* компоненте, као и вредности индекса ангажовања. Поред тога, енергија покрета се повећава у монотонијем задатку како задатак одмиче (приказано на Слици 8-2 у горњој левој табели). Са друге стране, у ментално захтевнијем задатку (Стрелице), вредности модалитета везаних за пажњу су зависили од редоследа приказивања задатака. То је било најочигледније у амплитуди *P300* компоненте, јер је амплитуда ове компоненте имала узлазни тренд, уколико је задатак Стрелице био приказан по завршетку задатка Бројеви. Иако је индекс ангажовања опадао током задатка, *P300* амплитуда је и даље имала узлазни тренд, што значи да иако је ангажовање наставило са негативним трендом, испитаници су били више фокусирани на задатак. Слично амплитуди *P300* компоненте, енергија покрета је приказала негативан тренд како је задатак Стрелице одмицао, и то само ако је овај задатак приказан после задатка Бројеви, што је такође још један

индикатор да овај задатак изазива већи ниво пажње радника. Важна напомена је да су времена реакција стално показивала негативан тренд, независно од задатка, или редоследа приказивања задатка, што је вероватно узроковано увежбавањем испитаника током прогреса задатка.



Слика 9-2: Графички приказ резултата дојених у истраживању. Горња лева табела – резултати Спирманове корелације; Доње табеле – Резултати пирсонове корелације између бихевиоралних и ЕЕГ модалитета.

Доњи део Сликe 8-2 графички приказује вредности Пирсонове корелације. На Слици 8-2 је евидентно да је негативна корелација између P300 компоненте и енергије покрета израженија током обављања монотонијег задатка (Бројеви), у односу на ментално захтевнији задатак (Стрелице). Овај налаз није толико изненађујућ, с обзиром на податке који се могу пронаћи у литератури, где је

пријављено да је количина покрета, који нису директно везани за задатак, у негативној вези са пажњом особе током монотоних задатака (*Roge et al., 2001*). Поред тога, када је монотонији задатак приказан као први задатак, индекс ангажовања је био у негативној корелацији са сваком кључном тачком, док током захтевнијег задатка скоро никаква корелација није пронађена између ових модалитета. На послетку, када је задатак Стрелице приказан као први задатак, једина негативна корелација била је уочена између амплитуде *P300* компоненте и кључних тачака руку, док је индекс ангажовања био у позитивној корелацији са енергијом покрета на скоро свим кључним тачкама. Ово запажање би могло бити објашњено кроз реактивацију, јер је могуће да током захтевнијих задатака, испитаници користе покрете који нису везани за задатак да би реактивирали процесе у мозгу који су везани за пажњу (*Roge et al., 2001*) и на тај начин остали фокусиранији на одређени задатак. Важно је напоменути да ово није било видљиво током задатка Бројеви, а посебно када је он уследио по завршетку задатка Стрелице. На против, поново је у монотонијем задатку вредност *P300* амплитуде била у негативној корелацији са енергијом покрета на већини кључних тачака. Из свих ових резултата, може се закључити да је током монотонијих задатака енергија покрета у негативној корелацији са пажњом радника.

9.4 Закључак

Монотони и репетитивни задаци, који су чести у производној индустрији, ментално су напорни и воде до досаде и опадања пажње радника на овим позицијама. Фокус овог рада је био да се искористе напретци у ЕЕГ технологији и генерално у сензорској технологији, са циљем истраживања когнитивних стања радника и одређивања параметара који откривају пад пажње радника или његовог ангажовања. Финални циљ је превенција грешака у раду, које су узроковане неангажованошћу радника или пада у пажњи током радне операције, што би довело до смањења шкарта, и/или повреда радника.

У овој студији је показано да ЕЕГ и бихејвиорални маркери радничког менталног стања могу пружити детаљан увид у пажњу радника, као и његово когнитивно ангажовање у одређеном задатку. То је постигнуто у реалистичном радном месту и представља први корак ка описаном моделу имплицитне

интеракције између човека и рачунара. Енергија покрета, која може бити анализирана у реалном времену, далеко је удобнија од снимања ЕЕГ сигнала и може пружити поуздан и самосталан алат за праћење пажње радника у радним окружењима. Очигледан продужетак ове студије био би да се пружи могућност квантификације свих ових параметара у реалном времену и да се дизајнира повратна спрега која би могла служити за реактивирање процеса пажње у радниковом мозгу. На тај начин би радници могли добијати информацију о њиховом когнитивном стању у реалном времену, што би коначно могло служити превенцији грешака и пореда на раду. Самим тим, презентовани концепт би могао постати основа за будуће когнитивно-свесне системе у индустријским окружењима.

10. Генерални Закључак

У овој дисертацији истраживана је могућност објективне процене радничког когнитивног стања у реалном индустријском окружењу. Да би се постигао тај циљ, креирана је веродостојна реплика радног места у коме су испитаници, који су учествовали у истраживањима, симулирали радну операцију мануелне монтаже механичких делова. Такође је презентован оквирни систем за синхонизовану и мултимдалну аквизицију и обраду физиолошких сигнала, као и сигнала покрета током симулиране операције. Поред тога дискутоване су предности и мане увођења таквог система, где је посебан акценат стављен на примену оваквог система у току фазе дизајнирања одређеног радног места, као и потенцијалне примене поменутог система за одређивање когнитивног стања радника у реалном времену. Иако генерални оквир мултимодалног система укључује физиолошке сензоре као што су ЕЕГ, *HR* и *GSR* сензори, у овој дисертацији је главни фокус био на истраживању модалитета пажње само са ЕЕГ сензора и корелација добијених сигнала са бихејвиоралним мерама времена реакција, као и енергије покрета.

У првом експерименталном истраживању, које је било представљено, испитивани су потенцијални бенефити увођења фреквентних микро-пауза у генералну рутину радника, са циљем повећања пажње радника. Да би се истражио ефекат увођења микро-пауза, амплитуде *P300* компоненте догађајем изазваних потенцијала снимане су и обрађиване у периоду непосредно пре и непосредно после периода микро-паузе и резултати су показали да би увођење оваквих пауза, током радне смене, могло повећати пажњу радника запосленог на монотоним и репетитивним радним задацима. Овај налаз може бити употребљен за дизајнирање радних задатака у смислу да раднику треба омогућити фреквентне микро-паузе током радне смене. Међутим, важна напомена је да је у овом истраживању коришћен само један временски прозор за паузе и стога би будућа истраживања требало да варирају период микро-паузе, да би се одредило колики је временски интервал микро-паузе најоптималнији да би се обезбедио задовољавајући ниво пажње радника током радне смене.

У другом спроведеном експерименталном истраживању, испитивало се да ли усовљавање којом руком се отпочиње радна акција, утиче на повећање нивоа пажње радника. У циљу испитивања ове хипотезе, испитаници су обављали два задатка у балансираном односу и симултано са симулираном радном операцијом. У првој експерименталној парадигми испитаници су могли отпочети симулирану рану акцију било којом руком, док су у другој били условљавани којом руком да отпочну радну акцију, пре почетка сваке радне операције. Да би се проценио утицај инструкисаног одговарања на ниво пажње испитаника, коришћена су времена реакција и амплитуда *P300* компоненте. Иако је амплитуда *P300* компоненте била значајно већа у условима када су испитаници условљавани којом руком да започну акцију, посматрајући времена реакција није било разлике између два задатка. Овај налаз подржава једну од главних премиса неуроергономија, у којој је речено да су мерења очигледног радничког учинка (као што су времена реакција) непоуздана и да би ергономска истраживања требало да укључе мерење скривених когнитивних процеса, за прецизно одређивање когнитивних стања радника током радне операције. Још један занимљив резултат из овог истраживања је да је примећен драстичан пад у пажњи испитаника, ако се монотони задатак обавља после захтевнијег задатка. Такође је предложено да се то примени у дизајнирању радних места, а посебно у креирању тактике ротације послова, на тај начин што би требало избегавати да радник обавља много монотонији задатак, након когнитивно захтевнијег задатка.

У преостала два истраживања која су била презентована у овој дисертацији се испитивала могућност употребе ЕЕГ и бихевиоралних сигнала, са циљем одређивања процене радничког когнитивног стања у реалном времену. За истраживање когнитивних функција користиле су се амплитуде *P300* компоненте, као и индекс ангажовања и њихова пропација током обављања симулиране радне операције је испитивана. Симултано са ЕЕГ сигнаlima, такође је испитивана варијабилност времена реакција и енергије покрета и њихова корелација са можданим сигнаlima је израчунавана. Иако се обрада резултата обављала у пост-анализи, добијени резултати подржавају развој мултимодалног система за правовремену детекцију девијација у когнитивном стању радника. Генерални налаз истраживања је да су ЕЕГ и бихевиорални модалитети у негативној корелацији, нпр. пронађено је да када се у можданим сигнаlima

детектује већи ниво пажње, испитаници брже обављају радни задатак. Поред тога потврђено је да количина покрета, који нису директно везани за задатак може да се користи, како би се одредио ниво пажње радника. Даља истраживања би требало да се посвете развоју алгоритама за аквизицију и обраду података у реалном времену, на пример кроз употребу постојећих софтверских пакета за *BCI* системе. Коначно, било би могућа правовремена детекција девијација у радниковом когнитивном стању, што би водило генерално безбеднијем радном окружењу.

Експериментална истраживања која су презентована у овој дисертацији су испитивала односе између *ЕЕГ* и бихејвиоралних модалитета. Међутим, како целокупан систем, који је представљен у Поглављу 5, такође укључује и мерење рада срца и галвански одговор коже, очигледан будући правац истраживања би требало усмерити ка испитивању интеракције између свих модалитета које мултимодални систем обухвата. На пример, и као што је већ било представљено у уводном делу дисертације, потврђено је да повећана варијабилност рада срца одговара нижој позорности особе. Слично томе, повећани *SCR* и *SCL* показују да је особа у стању опрезности. Из тог разлога, у даљим истраживањима треба испитати повезаност *HRV*, *SCL*, *SCR*, *P300 ERP* компоненте (и/или индекса ангажовања) и бихејвиоралних модалитета у реалном радном окружењу, са циљем повећања прецизности мерења и одређивања радниковог когнитивног стања. Коначно, када се испитају све поменуте интеракције у систему, могла би се добити коначна процена корисности предложеног система у индустријским окружењима.

Свеукупан рад који је представљен у овој дисертацији истакао је мане постојећих ергономских метода које се користе за процену когнитивног стања радника, и предложено је да се когнитивна стања радника могу прецизније одредити употребом једне од постојећих неуроергономских метода. Не само да неуроергономија пружа могућност објективне квантификације људских когнитивних стања, већ такође пружа могућност процене менталних стања радника у реалном времену. Технолошки развој сензорских технологија подржао је развој преносних сензора, који се у данашње време могу користити за снимања у свакодневним окружењима. У скорије време, направљен је највећи напредак у *ЕЕГ* сензорима, што је довело до могућности директне опсервације когнитивних

стања радника у реалном радном окружењу. Са друге стране, *MoCap* технологија је такође напредовала у смислу развоја уређаја који користе технологију структурираног осветљења, а који су такође веома економски приступачни. Ова дисертација је представила оквирни систем за употребу преносивих и *MoCap* сензора, са циљем одређивања радничког когнитивног стања у реалном времену. Предложени систем може представљати основу за грађење будућих система имплицитне интеракције између човека и рачунара, и који би се могао да употребити за когнитивно-свесне системе у индустрији. Коначно, такви системи би могли довести до смањења људске грешке у производној индустрији, а које су последица пада у пажњи радника. Све то би могло водити до повећања опште безбедности и здравља радника на радном месту.

11. Библиографија

- Adair, J. G. (1984). *The Hawthorne effect: A reconsideration of the methodological artifact*. *Journal of applied psychology*, 69(2), 334.
- Andreassi, J. L. (2013). *Psychophysiology: Human behavior & physiological response*. Psychology Press.
- Andreoni, G., Mazzola, M., Ciani, O., Zambetti, M., Romero, M., Costa, F., & Preatoni, E. (2009). *Method for movement and gesture assessment (MMGA) in ergonomics*. In *Digital Human Modeling* (pp. 591-598). Springer Berlin Heidelberg.
- Arthur, W., Barret, G. V., & Alexander, R. A. (1991). *Prediction of vehicular accident involvement: A meta-analysis*. *Human Performance*, 4(2), 89-105.
- Ayaz, H., Onaral, B., Izzetoglu, K., Shewokis, P. A., McKendrick, R., & Parasuraman, R. (2013). *Continuous monitoring of brain dynamics with functional near infrared spectroscopy as a tool for neuroergonomic research: empirical examples and a technological development*. *Frontiers in human neuroscience*, 7.
- Ayaz, H., Shewokis, P. A., Bunce, S., Izzetoglu, K., Willems, B., & Onaral, B. (2012). *Optical brain monitoring for operator training and mental workload assessment*. *Neuroimage*, 59(1), 36-47.
- Ayaz, H., Shewokis, P. A., Curtin, A., Izzetoglu, M., Izzetoglu, K., & Onaral, B. (2011). *Using MazeSuite and functional near infrared spectroscopy to study learning in spatial navigation*. *Journal of visualized experiments: JoVE*, (56).
- Ayaz, H., Willems, B., Bunce, B., Shewokis, P. A., Izzetoglu, K., Hah, S., ... & Onaral, B. (2010). *Cognitive workload assessment of air traffic controllers using optical brain imaging sensors*. *Advances in understanding human performance: Neuroergonomics, human factors design, and special populations*, 21-31.
- Baldauf, D., Burgard, E., & Wittmann, M. (2009). *Time perception as a workload measure in simulated car driving*. *Applied ergonomics*, 40(5), 929-935.

- Bassily, D., Georgoulas, C., Guettler, J., Linner, T., & Bock, T. (2014, June). *Intuitive and adaptive robotic arm manipulation using the leap motion controller*. In *ISR/Robotik 2014; 41st International Symposium on Robotics; Proceedings of* (pp. 1-7). VDE.
- Bentley, T., & Tappin, D. (2010). *Incorporating organisational safety culture within ergonomics practice*. *Ergonomics*, 53(10), 1167-1174.
- Berger, H. (1929). *Über das elektrenkephalogramm des menschen*. *European Archives of Psychiatry and Clinical Neuroscience*, 87(1), 527-570.
- Berka, C., Levendowski, D. J., Lumicao, M. N., Yau, A., Davis, G., Zivkovic, V. T., ... & Craven, P. L. (2007). *EEG correlates of task engagement and mental workload in vigilance, learning, and memory tasks*. *Aviation, space, and environmental medicine*, 78(Supplement 1), B231-B244.
- Bigdely-Shamlo, N., Kreutz-Delgado, K., Robbins, K., Miyakoshi, M., Westerfield, M., Bel-Bahar, T., Kothe, C., HIS, J., and Makeig, S. (2013, December). *Hierarchical event descriptor (HED) tags for analysis of event-related EEG studies*. In *Global Conference on Signal and Information Processing (GlobalSIP)*, 1-4.
- Bishu, R. R., & Drury, C. G. (1988). *Information processing in assembly tasks—a case study*. *Applied Ergonomics*, 19(2), 90-98.
- Blakeslee, P. (1979). *Attention and vigilance: Performance and skin conductance response changes*. *Psychophysiology*, 16(5), 413-419.
- Boksem, M. A., Meijman, T. F., & Lorist, M. M. (2005). *Effects of mental fatigue on attention: an ERP study*. *Cognitive brain research*, 25(1), 107-116.
- Boucsein, W. (2012). *Electrodermal activity*. Springer Science & Business Media.
- Brookhuis, K. A., & de Waard, D. (2010). *Monitoring drivers' mental workload in driving simulators using physiological measures*. *Accident Analysis & Prevention*, 42(3), 898-903.
- Bulling, A., & Zander, T. O. (2014). *Cognition-aware computing*. *Pervasive Computing, IEEE*, 13(3), 80-83.

- Bunde, M. M., & Banerjee, R. (2009, December). Detection of fatigue of vehicular driver using skin conductance and oximetry pulse: a neural network approach. In *Proceedings of the 11th International Conference on Information Integration and Web-based Applications & Services* (pp. 739-744). ACM.
- Cacioppo, J. T., Tassinary, L. G., & Berntson, G. (Eds.). (2007). *Handbook of psychophysiology*. Cambridge University Press.
- Calhoun, V.D. (2006). "Functional Magnetic Resonance Imaging (fMRI): Advanced Methods and Applications to Driving" in *Neuroergonomics: The brain at work*, Parasuraman, R., & Rizzo, M. (Eds.). Oxford University Press.
- Cañas, J. J., Velichkovsky, B. B., & Velichkovsky, B. M. (2011). *Human Factors and Ergonomics. IAAP Handbook of Applied Psychology*. New Jersey, NJ: John Wiley & Sons.
- Carter, J. B., & Banister, E. W. (1994). Musculoskeletal problems in VDT work: a review. *Ergonomics*, 37(10), 1623-1648.
- Causse, M., Dehais, F., Péran, P., Sabatini, U., & Pastor, J. (2013). The effects of emotion on pilot decision-making: A neuroergonomic approach to aviation safety. *Transportation research part C: emerging technologies*, 33, 272-281.
- Chatterjee, S., & Price, A. (2009). Healthy living with persuasive technologies: framework, issues, and challenges. *Journal of the American Medical Informatics Association*, 16(2), 171-178.
- Cheng, S. Y., & Hsu, H. T. (2011). *Mental Fatigue Measurement Using EEG*. INTECH Open Access Publisher.
- Chi, Y. M., Jung, T. P., & Cauwenberghs, G. (2010). Dry-contact and noncontact biopotential electrodes: methodological review. *IEEE reviews in Biomedical Engineering*, 3, 106-119.
- Chi, Y. M., Wang, Y. T., Wang, Y., Maier, C., Jung, T. P., & Cauwenberghs, G. (2012). Dry and noncontact EEG sensors for mobile brain-computer interfaces. *IEEE transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 20(2), 228-235.

- Chipman, S. F., Schraagen, J. M., & Shalin, V. L. (2000). Introduction to cognitive task analysis. *Cognitive task analysis*, 3-23.
- Clark, R. A., Pua, Y. H., Fortin, K., Ritchie, C., Webster, K. E., Denehy, L., & Bryant, A. L. (2012). Validity of the Microsoft Kinect for assessment of postural control. *Gait & posture*, 36(3), 372-377.
- Clark, R. E., Feldon, D., van Merriënboer, J. J., Yates, K., & Early, S. (2008). Cognitive task analysis. *Handbook of research on educational communications and technology*, 3, 577-593.
- Cooper Ph. D, M. D. (2000). Towards a model of safety culture. *Safety science*, 36(2), 111-136.
- Dababneh, A. J., Swanson, N., & Shell, R. L. (2001). Impact of added rest breaks on the productivity and well being of workers. *Ergonomics*, 44(2), 164-174.
- Daffner, K. R., Mesulam, M., Scinto, L. F., Calvo, V., Faust, R., & Holcomb, P. J. (2000). An electrophysiological index of stimulus unfamiliarity. *Psychophysiology*, 37(06), 737-747.
- Daffner, K. R., Mesulam, M., Scinto, L. F., Calvo, V., Faust, R., & Holcomb, P. J. (2000). An electrophysiological index of stimulus unfamiliarity. *Psychophysiology*, 37(06), 737-747.
- De Vos M. 2009. *Decomposition methods with applications in neuroscience*, PhD thesis, Faculty of Engineering, KU Leuven (Leuven, Belgium).
- De Vos, M., De Lathauwer, L., & Van Huffel, S. (2011). Spatially constrained ICA algorithm with an application in EEG processing. *Signal Processing*, 91(8), 1963-1972.
- De Vos, M., Gandras, K., & Debener, S. (2014a). Towards a truly mobile auditory brain-computer interface: exploring the P300 to take away. *International journal of psychophysiology*, 91(1), 46-53.
- De Vos, M., Kroesen, M., Emkes, R., & Debener, S. (2014b). P300 speller BCI with a mobile EEG system: comparison to a traditional amplifier. *Journal of neural engineering*, 11(3), 036008.

- Debener, S., Minow, F., Emkes, R., Gandras, K., & Vos, M. (2012). How about taking a low-cost, small, and wireless EEG for a walk?. *Psychophysiology*, 49(11), 1617-1621.
- Delorme, A., & Makeig, S. (2004). EEGLAB: an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis. *Journal of neuroscience methods*, 134(1), 9-21.
- Dempsey, P. G., Wogalter, M. S., & Hancock, P. A. (2000). What's in a name? Using terms from definitions to examine the fundamental foundation of human factors and ergonomics science. *Theoretical Issues in Ergonomics Science*, 1(1), 3-10.
- Derosière, G., Mandrick, K., Dray, G., Ward, T. E., & Perrey, S. (2013). NIRS-measured prefrontal cortex activity in neuroergonomics: strengths and weaknesses. *Frontiers in human neuroscience*, 7.
- Diego-Mas, J. A., & Alcaide-Marzal, J. (2013). Using Kinect™ sensor in observational methods for assessing postures at work. *Applied ergonomics*, 45(4), 976-985.
- Dockree, P. M., Kelly, S. P., Robertson, I. H., Reilly, R. B., & Foxe, J. J. (2005). Neurophysiological markers of alert responding during goal-directed behavior: a high-density electrical mapping study. *Neuroimage*, 27(3), 587-601.
- Donkers, F. C., and van Boxtel, G. J. (2004). The N2 in go/no-go tasks reflects conflict monitoring not response inhibition. *Brain and Cogn.*, 56(2), 165-176.
- Doty, T. J., Hairston, W. D., Kellihan, B., Canady, J., Oie, K. S., & McDowell, K. (2013, November). Developing a wearable real-world neuroimaging system to study stress. In *Neural Engineering (NER), 2013 6th International IEEE/EMBS Conference on* (pp. 786-789). IEEE.
- Dunaway, Mary, D., and Zachary, S. (2013). IS Cognitive Load: An Examination of Measurement Convergence. *SIGHCI 2013, Proceedings. Paper 10*.
- Dutta, T. (2012). Evaluation of the Kinect™ sensor for 3-D kinematic measurement in the workplace. *Applied ergonomics*, 43(4), 645-649.

- Ebert, L. C., Flach, P. M., Thali, M. J., & Ross, S. (2014). Out of touch—A plugin for controlling OsiriX with gestures using the leap controller. *Journal of Forensic Radiology and Imaging*, 2(3), 126-128.
- Fafrowicz, M., & Marek, T. (2007). Quo vadis, neuroergonomics?. *Ergonomics*, 50(11), 1941-1949.
- Fairclough, S. (2014). Physiological data must remain confidential. *Nature*, 505(7483), 263-263.
- Fanini, B. (2014). A 3D interface to explore and manipulate multi-scale virtual scenes using the leap motion controller. *Proceedings of ACHI*, 258-263.
- Faucett, J., Meyers, J., Miles, J., Janowitz, I., & Fathallah, F. (2007). Rest break interventions in stoop labor tasks. *Applied Ergonomics*, 38(2), 219-226.
- Fedota, J. R., & Parasuraman, R. (2010). Neuroergonomics and human error. *Theoretical Issues in Ergonomics Science*, 11(5), 402-421.
- Fischer, M. H., Castel, A. D., Dodd, M. D., & Pratt, J. (2003). Perceiving numbers causes spatial shifts of attention. *Nature neuroscience*, 6(6), 555-556.
- Fish, L. A., Drury, C. G., & Helander, M. G. (1997). Operator-specific model: An assembly time prediction model. *Human Factors and Ergonomics in Manufacturing & Service Industries*, 7(3), 211-235.
- Fisher, C. D. (1993). Boredom at work: A neglected concept. *Human Relations*, 46(3), 395-417.
- Flehmig, H. C., Steinborn, M., Langner, R., Scholz, A., & Westhoff, K. (2007). Assessing intraindividual variability in sustained attention: Reliability, relation to speed and accuracy, and practice effects. *Psychology Science*, 49(2), 132.
- Ford, J. M., Sullivan, E. V., Marsh, L., White, P. M., Lim, K. O., & Pfefferbaum, A. (1994). The relationship between P300 amplitude and regional gray matter volumes depends upon the attentional system engaged. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, 90(3), 214-228.

- Fowles, D. C., Christie, M. J., Edelberg, R., Grings, W. W., Lykken, D. T., & Venables, P. H. (1981). Publication recommendations for electrodermal measurements. *Psychophysiology*, 18(3), 232-239.
- Fritz, C., Ellis, A. M., Demsky, C. A., Lin, B. C., & Guros, F. (2013). Embracing work breaks: Recovering from work stress. *Organizational Dynamics*, 42(4), 274-280.
- Fu, S., & Parasuraman, R. (2006). Event-related potentials (ERPs). In *Neuroergonomics: The Brain at Work*, edited by Parasuraman, R., and Rizzo, M. Oxford University Press.
- Galinsky, T., Swanson, N., Sauter, S., Dunkin, R., Hurrell, J., & Schleifer, L. (2007). Supplementary breaks and stretching exercises for data entry operators: A follow-up field study. *American journal of industrial medicine*, 50(7), 519-527.
- Gargiulo, G., Calvo, R. A., Bifulco, P., Cesarelli, M., Jin, C., Mohamed, A., & van Schaik, A. (2010). A new EEG recording system for passive dry electrodes. *Clinical Neurophysiology*, 121(5), 686-693.
- Gevins, A., & Smith, M. E. (2006). Electroencephalography (EEG) in neuroergonomics. *Neuroergonomics: the brain at work*, 15-31.
- Gevins, A., Leong, H., Du, R., Smith, M. E., Le, J., DuRousseau, D., ... & Libove, J. (1995). Towards measurement of brain function in operational environments. *Biological Psychology*, 40(1), 169-186.
- Giusti, A., Zocchi, C., & Rovetta, A. (2009). A noninvasive system for evaluating driver vigilance level examining both physiological and mechanical data. *Intelligent Transportation Systems, IEEE Transactions on*, 10(1), 127-134.
- Gordon, R. P. (1998). The contribution of human factors to accidents in the offshore oil industry. *Reliability Engineering & System Safety*, 61(1), 95-108.
- Gramann, K., Ferris, D. P., Gwin, J., & Makeig, S. (2014). Imaging natural cognition in action. *International Journal of Psychophysiology*, 91(1), 22-29.
- Gramann, K., Gwin, J. T., Ferris, D. P., Oie, K., Jung, T. P., Lin, C. T., ... & Makeig, S. (2011). Cognition in action: imaging brain/body dynamics in mobile humans. *Reviews in the Neurosciences*, 22(6), 593-608.

- Gray, H. M., Ambady, N., Lowenthal, W. T., & Deldin, P. (2004). P300 as an index of attention to self-relevant stimuli. *Journal of experimental social psychology*, 40(2), 216-224.
- Hagemann, D., Hewig, J., Walter, C., & Naumann, E. (2008). Skull thickness and magnitude of EEG alpha activity. *Clinical Neurophysiology*, 119(6), 1271-1280.
- Hamrol, A., Kowalik, D., & Kujawiński, A. (2011). Impact of selected work condition factors on quality of manual assembly process. *Human Factors and Ergonomics in Manufacturing & Service Industries*, 21(2), 156-163.
- Hancock, P. A., & Szalma, J. L. (2003). The future of neuroergonomics. *Theoretical Issues in Ergonomics Science*, 4(1-2), 238-249.
- Hartson, H. R., & Gray, P. D. (1992). Temporal aspects of tasks in the user action notation. *Human-Computer Interaction*, 7(1), 1-45.
- Hasenkamp, W., Wilson-Mendenhall, C. D., Duncan, E., & Barsalou, L. W. (2012). Mind wandering and attention during focused meditation: a fine-grained temporal analysis of fluctuating cognitive states. *Neuroimage*, 59(1), 750-760.
- Hedge, A. (2005). Physical Methods. In *Handbook of Human Factors and Ergonomics*, edited by Stanton, N., Hedge, A., Brookhuis, K., Salas, E., and Hendrick, H. W. CRC Press
- Hendrick, H. W., & Kleiner, B. (Eds.). (2005). *Macroergonomics: theory, methods, and applications*. CRC Press.
- Hendy, K. C. (2003). *A tool for Human Factors Accident Investigation, Classification and Risk Management*. DRDC.
- Hettinger, L. J., Branco, P., Encarnacao, L. M., & Bonato, P. (2003). Neuroadaptive technologies: applying neuroergonomics to the design of advanced interfaces. *Theoretical Issues in Ergonomics Science*, 4(1-2), 220-237.
- Hockey, G. R. J., Nickel, P., Roberts, A. C., & Roberts, M. H. (2009). Sensitivity of candidate markers of psychophysiological strain to cyclical changes in manual control load during simulated process control. *Applied ergonomics*, 40(6), 1011-1018.

- Hohnsbein, J., Falkenstein, M., & Hoormann, J. (1998). Performance differences in reaction tasks are reflected in event-related brain potentials (ERPs). *Ergonomics*, 41(5), 622-633.
- Hollnagel, E. (1997). Cognitive ergonomics: it's all in the mind. *Ergonomics*, 40(10), 1170-1182.
- Hoozemans, M. J., Van Der Beek, A. J., Fringsdresen, M. H., Van Dijk, F. J., & Van Der Woude, L. H. (1998). Pushing and pulling in relation to musculoskeletal disorders: a review of risk factors. *Ergonomics*, 41(6), 757-781.
- Horejsi, P., Gorner, T., Kurkin, O., Polasek, P., & Januska, M. (2013). Using kinect technology equipment for ergonomics. *Modern Machinery (MM) Science Journal*.
- Hori, S., Sasaki, M., & Taki, H. (2006, January). Automatic discovery of basic motion classification rules. In *Knowledge-Based Intelligent Information and Engineering Systems* (pp. 611-619). Springer Berlin Heidelberg. edited by Gabrys, B., Howlett, R.J., and Jain, L.C. (Eds.), Vol. Part II. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, 611- 619.
- Humphrey, D. G., & Kramer, A. F. (1994). Toward a psychophysiological assessment of dynamic changes in mental workload. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, 36(1), 3-26.
- IEA, International Ergonomics Association, <http://www.iea.cc/whats/index.html>, accessed on 02/11/2015
- Imada, A. (1990). Ergonomics: influencing management behaviour. *Ergonomics*, 33(5), 621-628.
- International Ergonomics Association (IEA). Retrieved Oct. 10, 2015, from <http://www.iea.cc/whats/index.html>
- Irani, F., Platek, S. M., Bunce, S., Ruocco, A. C., & Chute, D. (2007). Functional near infrared spectroscopy (fNIRS): an emerging neuroimaging technology with important applications for the study of brain disorders. *The Clinical Neuropsychologist*, 21(1), 9-37.

- ISO 11228-3 (2007). *Ergonomics -- Manual handling -- Part 3: Handling of low loads at high frequency*.
- Izzetoglu, M., Izzetoglu, K., Bunce, S., Ayaz, H., Devaraj, A., Onaral, B., & Pourrezaei, K. (2005). *Functional near-infrared neuroimaging*. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, 13(2), 153-159.
- Jacko, J. A. (Ed.). (2012). *Human Computer Interaction Handbook: Fundamentals, Evolving Technologies, and Emerging Applications*. CRC press.
- Jagannath, M., & Balasubramanian, V. (2014). *Assessment of early onset of driver fatigue using multimodal fatigue measures in a static simulator*. *Applied ergonomics*, 45(4), 1140-1147.
- Jaimes, A., & Sebe, N. (2007). *Multimodal human-computer interaction: A survey*. *Computer vision and image understanding*, 108(1), 116-134.
- Jänig, W. (1989). *Autonomic nervous system*. In *Human physiology* (pp. 333-370). Springer Berlin Heidelberg.
- Johnson, R. (1988). *The amplitude of the P300 component of the event-related potential: Review and synthesis*. *Advances in psychophysiology*, 3, 69-137.
- Jung, T. P., Makeig, S., Stensmo, M., & Sejnowski, T. J. (1997). *Estimating alertness from the EEG power spectrum*. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 44(1), 60-69.
- Kamijo, K., Nishihira, Y., Hatta, A., Kaneda, T., Wasaka, T., Kida, T., & Kuroiwa, K. (2004). *Differential influences of exercise intensity on information processing in the central nervous system*. *European journal of applied physiology*, 92(3), 305-311.
- Karg, M., Samadani, A. A., Gorbet, R., Kuhnlenz, K., Hoey, J., & Kulic, D. (2013). *Body movements for affective expression: a survey of automatic recognition and generation*. *IEEE Transactions on Affective Computing*, 4(4), 341-359.
- Karwowski, W. (2005). *Ergonomics and human factors: the paradigms for science, engineering, design, technology and management of human-compatible systems*. *Ergonomics*, 48(5), 436-463.

- Khademi, M., Mousavi Hondori, H., McKenzie, A., Dodakian, L., Lopes, C. V., & Cramer, S. C. (2014, April). *Free-hand interaction with leap motion controller for stroke rehabilitation*. In *CHI'14 Extended Abstracts on Human Factors in Computing Systems* (pp. 1663-1668). ACM.
- Kim, G. J. (2015). *Human-Computer Interaction: Fundamentals and Practice*. CRC Press.
- Kleiner, B. M. (2008). *Macroergonomics: work system analysis and design*. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, 50(3), 461-467.
- Kleinsmith, A., & Bianchi-Berthouze, N. (2013). *Affective body expression perception and recognition: A survey*. *IEEE Transactions on Affective Computing, IEEE Transactions on*, 4(1), 15-33.
- Kletz, T. A. (2001). *An engineer's view of human error*. *IChemE*.
- Klimesch, W. (1999). *EEG alpha and theta oscillations reflect cognitive and memory performance: a review and analysis*. *Brain research reviews*, 29(2), 169-195.
- Kohlmorgen, J., Dornhege, G., Braun, M., Blankertz, B., Müller, K. R., Curio, G., ... & Kincses, W. (2007). *Improving human performance in a real operating environment through real-time mental workload detection*. *Toward Brain-Computer Interfacing*, 409-422.
- Kristeva-Feige, R., Fritsch, C., Timmer, J., & Lücking, C. H. (2002). *Effects of attention and precision of exerted force on beta range EEG-EMG synchronization during a maintained motor contraction task*. *Clinical Neurophysiology*, 113(1), 124-131.
- Kunze, K., Iwamura, M., Kise, K., Uchida, S., & Omachi, S. (2013). *Activity Recognition for the Mind: Toward a Cognitive "Quantified Self"*. *Computer*, 46(10), 105-108.
- Lal, S. K., & Craig, A. (2001). *A critical review of the psychophysiology of driver fatigue*. *Biological psychology*, 55(3), 173-194.

- Larue, G. S., Rakotonirainy, A., & Pettitt, A. N. (2010). Real-time performance modelling of a sustained attention to response task. *Ergonomics*, 53(10), 1205-1216.
- Lehto, M. R., & Landry, S. J. (2012). *Introduction to human factors and ergonomics for engineers*. Crc Press.
- Leider, P. C., Boschman, J. S., Frings-Dresen, M. H., & van der Molen, H. F. (2015). Effects of job rotation on musculoskeletal complaints and related work exposures: a systematic literature review. *Ergonomics*, 58(1), 18-32.
- Li, C., & Lee, S. (2011, June). Computer vision techniques for worker motion analysis to reduce musculoskeletal disorders in construction. In *2011 ASCE International Workshop on Computing in Civil Engineering* (pp. 19-22).
- Li, G., & Haslegrave, C. M. (1999). Seated work postures for manual, visual and combined tasks. *Ergonomics*, 42(8), 1060-1086.
- Li, Z., Zhang, M., Zhang, X., Dai, S., Yu, X., & Wang, Y. (2009). Assessment of cerebral oxygenation during prolonged simulated driving using near infrared spectroscopy: its implications for fatigue development. *European journal of applied physiology*, 107(3), 281-287.
- Lim, C. L., Rennie, C., Barry, R. J., Bahramali, H., Lazzaro, I., Manor, B., & Gordon, E. (1997). Decomposing skin conductance into tonic and phasic components. *International Journal of Psychophysiology*, 25(2), 97-109.
- Luck, S. J. (2014). *An introduction to the event-related potential technique*. MIT press.
- Luck, S. J., Woodman, G. F., & Vogel, E. K. (2000). Event-related potential studies of attention. *Trends in cognitive sciences*, 4(11), 432-440.
- MacDonald, S. W., Nyberg, L., & Bäckman, L. (2006). Intra-individual variability in behavior: links to brain structure, neurotransmission and neuronal activity. *Trends in neurosciences*, 29(8), 474-480.
- Makeig, S., Gramann, K., Jung, T. P., Sejnowski, T. J., & Poizner, H. (2009). Linking brain, mind and behavior. *International Journal of Psychophysiology*, 73(2), 95-100.

- Malmivuo, J., & Plonsey, R. (1995). *Bioelectromagnetism: principles and applications of bioelectric and biomagnetic fields*. Oxford university press.
- Marcora, S. M., Staiano, W., & Manning, V. (2009). *Mental fatigue impairs physical performance in humans*. *Journal of Applied Physiology*, 106(3), 857-864.
- Marin, G., Dominio, F., & Zanuttigh, P. (2014, October). *Hand gesture recognition with leap motion and kinect devices*. In *IEEE International Conference on Image Processing (ICIP)*, pp: 1565-1569.
- Martin, C. C., Burkert, D. C., Choi, K. R., Wieczorek, N. B., McGregor, P. M., Herrmann, R., & Beling, P. (2012, April). *A real-time ergonomic monitoring system using the Microsoft Kinect*. In *Systems and Information Design Symposium (SIEDS), 2012 IEEE* (pp. 50-55). IEEE.
- Matthews, R., McDonald, N. J., Anumula, H., Woodward, J., Turner, P. J., Steindorf, M. A., ... & Pendleton, J. M. (2007). *Novel hybrid bioelectrodes for ambulatory zero-prep EEG measurements using multi-channel wireless EEG system*. In *Foundations of Augmented Cognition* (pp. 137-146). Springer Berlin Heidelberg.
- Mearns, K., Flin, R., Gordon, R., & Fleming, M. (2001). *Human and organizational factors in offshore safety*. *Work & Stress*, 15(2), 144-160.
- Mehta, R. K., & Parasuraman, R. (2013a). *Neuroergonomics: a review of applications to physical and cognitive work*. *Frontiers in human neuroscience*, 7.
- Mehta, R. K., & Parasuraman, R. (2013b). *Effects of mental fatigue on the development of physical fatigue A neuroergonomic approach*. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, 0018720813507279.
- Michalos, G., Makris, S., Papakostas, N., Mourtzis, D., & Chryssolouris, G. (2010a). *Automotive assembly technologies review: challenges and outlook for a flexible and adaptive approach*. *CIRP Journal of Manufacturing Science and Technology*, 2(2), 81-91.

- Michalos, G., Makris, S., Rentzos, L., & Chryssolouris, G. (2010b). Dynamic job rotation for workload balancing in human based assembly systems. *CIRP Journal of Manufacturing Science and Technology*, 2(3), 153-160.
- Mihajlovic, V., Grundlehner, B., Vullers, R., & Penders, J. (2015). Wearable, wireless EEG Solutions in daily life applications: what are we missing?. *Biomedical and Health Informatics, IEEE Journal of*, 19(1), 6-21.
- Mijović, B., De Vos, M., Vanderperren, K., Machilsen, B., Sunaert, S., Van Huffel, S., & Wagemans, J. (2013). The dynamics of contour integration: A simultaneous EEG-fMRI study. *Neuroimage*, 88, 10-21.
- Mijović, B., Vanderperren, K., Novitskiy, N., Vanrumste, B., Stiers, P., Van den Bergh, B., Lagae, L., Sunaret, S., Wagemans, J., Van Huffel, S., & De Vos, M. (2012). The “why” and “how” of JointICA: Results from a visual detection task. *NeuroImage*, 60(2), 1171-1185.
- Mijović, P., Giagloglou, E., Todorović, P., Mačužić, I., Jeremić, B., & Gligorijević, I. (2014, September). A Tool for Neuroergonomic Study of Repetitive Operational Tasks. In *Proceedings of the 2014 European Conference on Cognitive Ergonomics* (pp. 1-2). ACM.
- Mijović, P., Milovanović, M., Minović, M., Mačužić, I., Ković, V., & Gligorijević, I. (2015a). Towards Creation of Implicit HCI Model for Prediction and Prevention of Operators' Error. In *Human-Computer Interaction: Interaction Technologies* (pp. 341-352). Springer International Publishing.
- Mijović, P., Ković, V., Mačužić, I., Todorović, P., Jeremić, B., Milovanović, M., & Gligorijević, I. (2015b). Do Micro-Breaks Increase the Attention Level of an Assembly Worker? An ERP Study. *Procedia Manufacturing*, 3, 5074-5080.
- Mijović, P., Ković, V., De Vos, M., Mačužić, I., Todorović, P., Jeremić, B., & Gligorijević, I. (2016a). Towards Continuous and Real-Time Attention Monitoring at Work: Reaction Time versus Brain Response. *Ergonomics*, (just-accepted), 1-41.

- Mijović, P., Ković, V., De Vos, M., Mačuzić, I., Jeremić, B., & Gligorijević, I. (2016b). *Benefits of Instructed Responding in Manual Assembly Task: An ERP Approach. Trends in Neuroergonomics, Frontiers in Human Neuroscience (in Revision)*
- Milovanovic, M., Minovic, M., & Starcevic, D. (2013). *Walking in colors: human gait recognition using Kinect and CBIR. MultiMedia, IEEE, 20(4), 28-36.*
- Moeslund, T. B., Hilton, A., & Krüger, V. (2006). *A survey of advances in vision-based human motion capture and analysis. Computer vision and image understanding, 104(2), 90-126.*
- Morris, D., Brush, A. J., & Meyers, B. R. (2008, April). *SuperBreak: using interactivity to enhance ergonomic typing breaks. In Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems (pp. 1817-1826). ACM.*
- Murata, A. (1994). *Experimental Discussion on Measurement of Mental Workload-- Evaluation of Mental Workload by HRV Measures--. IEICE Transactions on Fundamentals of Electronics, Communications and Computer Sciences, 77(2), 409-416.*
- Murata, A., Uetake, A., & Takasawa, Y. (2005). *Evaluation of mental fatigue using feature parameter extracted from event-related potential. International Journal of Industrial Ergonomics, 35(8), 761-770.*
- Murata, A., Uetake, A., & Takasawa, Y. (2005). *Evaluation of mental fatigue using feature parameter extracted from event-related potential. International Journal of Industrial Ergonomics, 35(8), 761-770.*
- Nakajima, C., Pontil, M., & Poggio, T. (2000). *People recognition and pose estimation in image sequences. In Neural Networks, 2000. IJCNN 2000, Proceedings of the IEEE-INNS-ENNS International Joint Conference on (Vol. 4, pp. 189-194). IEEE.*
- Nuwer, M. R., Comi, G., Emerson, R., Fuglsang-Frederiksen, A., Guérit, J. M., Hinrichs, H., Ikeda, A., Luccas, F. J. C., and Rappelsburger, P. (1998). *IFCN standards for digital recording of clinical EEG. Electroencephalography and clinical Neurophysiology, 106(3), 259-261.*

- O'Connell, R. G., Dockree, P. M., & Kelly, S. P. (2012). A supramodal accumulation-to-bound signal that determines perceptual decisions in humans. *Nature neuroscience*, 15(12), 1729-1735.
- O'Hanlon, J. F. (1972). *Heart rate variability: a new index of driver alertness/fatigue* (No. 720141). SAE Technical Paper.
- Ortiz-Perez, M., Coghlan, N., Jaimovich, J., & Knapp, R. B. (2011). *Biosignal-driven Art: Beyond biofeedback*. Ideas Sonica/Sonic Ideas, 3(2).
- OSHA, *Ergonomics Solutions: Computer Workstations eTool, Work Processes and Recognition*:
<https://www.osha.gov/SLTC/etools/computerworkstations/wor%20kprocess.html>, visited on 11/16/2015.
- Parasuraman, R. (1990). *Event-related brain potentials and human factors research*. In "Event-related brain potentials: Basic issues and applications", edited by J.W. Rohbaugh, R. Parasuraman and R.J. Johnson. Oxford University Press, New York, US, pp 279-300.
- Parasuraman, R. (2003). *Neuroergonomics: Research and practice*. *Theoretical Issues in Ergonomics Science*, 4(1-2), 5-20.
- Parasuraman, R. (2011). *Neuroergonomics brain, cognition, and performance at work*. *Current directions in psychological science*, 20(3), 181-186.
- Parasuraman, R., & Rizzo, M. (Eds.). (2006). *Neuroergonomics: The brain at work*. Oxford University Press.
- Parasuraman, R., & Wilson, G. F. (2008). *Putting the brain to work: Neuroergonomics past, present, and future*. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, 50(3), 468-474.
- Parasuraman, R., Sheridan, T. B., & Wickens, C. D. (2008). *Situation awareness, mental workload, and trust in automation: Viable, empirically supported cognitive engineering constructs*. *Journal of Cognitive Engineering and Decision Making*, 2(2), 140-160.
- Pashler, H. (1994). *Dual-task interference in simple tasks: data and theory*. *Psychological bulletin*, 116(2), 220.
- Paté-Cornell, M. E. (1993). *Learning from the piper alpha accident: A postmortem analysis of technical and organizational factors*. *Risk Analysis*, 13(2), 215-232.

- Patrizi, A., Pennestrì, E., & Valentini, P. P. (2015). Comparison between low-cost marker-less and high-end marker-based motion capture systems for the computer-aided assessment of working ergonomics. *Ergonomics*, 1-8.
- Pavlovic, V., Sharma, R., & Huang, T. S. (1997). Visual interpretation of hand gestures for human-computer interaction: A review. *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on*, 19(7), 677-695.
- Perrey, S. (2008). Non-invasive NIR spectroscopy of human brain function during exercise. *Methods*, 45(4), 289-299.
- Picton, T. W. (1992). The P300 wave of the human event-related potential. *Journal of clinical neurophysiology*, 9(4), 456-479.
- Picton, T. W., Bentin, S., Berg, P., Donchin, E., Hillyard, S. A., Johnson, R., Miller, G.A., Ritter, W., Ruchkin, D.S., Rugg, M.D., & Taylor, M. J. (2000). Guidelines for using human event-related potentials to study cognition: recording standards and publication criteria. *Psychophysiology*, 37(02), 127-152.
- Pizzagalli, D. A. (2007). Electroencephalography and high-density electrophysiological source localization. *Handbook of psychophysiology*, edited by Cacioppo, J.T., Louis G., and Brentson, G. 3, 56-84.
- Polich, J. (1988). Bifurcated P300 Peaks: P3a and P3b Revisited?. *Journal of Clinical Neurophysiology*, 5(3), 287-294.
- Polich, J. (2007). Updating P300: an integrative theory of P3a and P3b. *Clinical neurophysiology*, 118(10), 2128-2148.
- Polich, J., & Kok, A. (1995). Cognitive and biological determinants of P300: an integrative review. *Biological psychology*, 41(2), 103-146.
- Pope, A. T., Bogart, E. H., & Bartolome, D. S. (1995). Biocybernetic system evaluates indices of operator engagement in automated task. *Biological psychology*, 40(1), 187-195.
- Prinzel, L. J., Freeman, F. G., Scerbo, M. W., Mikulka, P. J., & Pope, A. T. (2000). A closed-loop system for examining psychophysiological measures for adaptive task allocation. *The International journal of aviation psychology*, 10(4), 393-410.

- Prinzel, L. J., Freeman, F. G., Scerbo, M. W., Mikulka, P. J., & Pope, A. T. (2003). *Effects of a psychophysiological system for adaptive automation on performance, workload, and the event-related potential P300 component.* *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, 45(4), 601-614.
- Ramchurn, A., de Fockert, J. W., Mason, L., Darling, S., & Bunce, D. (2014). *Intraindividual reaction time variability affects P300 amplitude rather than latency.* *Frontiers in human neuroscience*, 8.
- Rangayyan, R. M. (2015). *Biomedical signal analysis (Vol. 33).* John Wiley & Sons.
- Ranzini, M., Dehaene, S., Piazza, M., & Hubbard, E. M. (2009). *Neural mechanisms of attentional shifts due to irrelevant spatial and numerical cues.* *Neuropsychologia*, 47(12), 2615-2624.
- Rasmussen, J., Pejtersen, A. M., & Goodstein, L. P. (1994). *Cognitive systems engineering.* Wiley.
- Ray, S. J., & Teizer, J. (2012). *Real-time construction worker posture analysis for ergonomics training.* *Advanced Engineering Informatics*, 26(2), 439-455.
- Raz, A., Lieber, B., Soliman, F., Buhle, J., Posner, J., Peterson, B. S., & Posner, M. I. (2005). *Ecological nuances in functional magnetic resonance imaging (fMRI): psychological stressors, posture, and hydrostatics.* *Neuroimage*, 25(1), 1-7.
- Reason, J. (1990). *Human error.* Cambridge university press.
- Rizzolatti, G., Riggio, L., & Sheliga, B. M. (1994). *Space and selective attention.* in *Attention and performance XV: Conscious and Nonconscious Information Processing*, Umilita C. and Moscovitch M. (eds), pp: 231-265, MIT Press, Cambridge, Massachusetts.
- Robertson, I. H., Manly, T., Andrade, J., Baddeley, B. T., and Yiend, J. (1997). *Oops!': performance correlates of everyday attentional failures in traumatic brain injured and normal subjects.* *Neuropsychologia*, 35(6), 747-758.

- Rogé, J., Pebayle, T., & Muzet, A. (2001). Variations of the level of vigilance and of behavioural activities during simulated automobile driving. *Accident Analysis & Prevention*, 33(2), 181-186.
- Salthouse, T. A., & Hedden, T. (2002). Interpreting reaction time measures in between-group comparisons. *Journal of Clinical and Experimental Neuropsychology*, 24(7), 858-872.
- Salvendy, G. (2012). *Handbook of human factors and ergonomics*. John Wiley & Sons.
- Salvi, J., Pages, J., & Batlle, J. (2004). Pattern codification strategies in structured light systems. *Pattern Recognition*, 37(4), 827-849.
- Sanei, S., & Chambers, J. A. (2013). *EEG signal processing*. John Wiley & Sons.
- Sarter, N., & Sarter, M. (2003). Neuroergonomics: Opportunities and challenges of merging cognitive neuroscience with cognitive ergonomics. *Theoretical issues in ergonomics science*, 4(1-2), 142-150.
- Scerbo, M. (2006). Adaptive automation. In *Neuroergonomics: The brain at work*, edited by Parasuraman, R., and Rizzo, M. Oxford University Press, pp: 239-252.
- Scherer, K. R. (2005). What are emotions? And how can they be measured?. *Social science information*, 44(4), 695-729.
- Schmidt, A. (2000). Implicit human computer interaction through context. *Personal technologies*, 4(2-3), 191-199.
- Sharma, N., & Gedeon, T. (2012). Objective measures, sensors and computational techniques for stress recognition and classification: A survey. *Computer methods and programs in biomedicine*, 108(3), 1287-1301.
- Sheridan, T. (1980). Supervisory control. In G. Salvendy (Ed.), *Handbook of human factors* (pp. 1243–1268). New York: Wiley
- Sheridan, T. B., & Parasuraman, R. (2005). Human-automation interaction. *Reviews of human factors and ergonomics*, 1(1), 89-129.

- Siemionow, V., Yue, G. H., Ranganathan, V. K., Liu, J. Z., & Sahgal, V. (2000). *Relationship between motor activity-related cortical potential and voluntary muscle activation. Experimental Brain Research, 133(3), 303-311.*
- Simpson, S. A., Wadsworth, E. J., Moss, S. C., & Smith, A. P. (2005). *Minor injuries, cognitive failures and accidents at work: incidence and associated features. Occupational Medicine, 55(2), 99-108.*
- Slavin, G. S., & Bluemke, D. A. (2005). *Spatial and Temporal Resolution in Cardiovascular MR Imaging: Review and Recommendations*
1. *Radiology, 234(2), 330-338.*
- Smith, R. P. (1981). *Boredom: A review. Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society, 23(3), 329-340.*
- Song, Y. S., Baek, J. H., Hwang, D. S., Lee, J. W., Lee, Y. J., Park, H. J., ... & Yang, H. K. (2014). *Physiological Status Assessment of Locomotive Engineer During Train Operation. Journal of Electrical Engineering & Technology, 9(1), 324-333.*
- Spath, D., Braun, M., Meinken, K. (2012). *Human factors in manufacturing. In Handbook of Human Factors and Ergonomics, edited by Salvendy, G., pp. 1643-1666*
- Stanford, V. (2002). *Wearable computing goes live in industry. Pervasive Computing, IEEE, 1(4), 14-19.*
- Stanton, N. A., Hedge, A., Brookhuis, K., Salas, E., & Hendrick, H. W. (Eds.). (2004). *Handbook of human factors and ergonomics methods. CRC Press.*
- Sternberg, S. (1969). *Memory-scanning: Mental processes revealed by reaction-time experiments. American scientist, 421-457.*
- Stiefmeier, T., Roggen, D., Ogris, G., Lukowicz, P., & Tröster, G. (2008). *Wearable activity tracking in car manufacturing. IEEE Pervasive Computing, (2), 42-50.*
- Stiefmeier, T., Roggen, D., Ogris, G., Lukowicz, P., & Tröster, G. (2008). *Wearable activity tracking in car manufacturing. IEEE Pervasive Computing, (2), 42-50.*

- Stork, S., & Schubö, A. (2010). *Human cognition in manual assembly: Theories and applications*. *Advanced Engineering Informatics*, 24(3), 320-328.
- Strüber, D., & Polich, J. (2002). *P300 and slow wave from oddball and single-stimulus visual tasks: inter-stimulus interval effects*. *International Journal of psychophysiology*, 45(3), 187-196.
- Sutton, S., Braren, M., Zubin, J., & John, E. R. (1965). *Evoked-potential correlates of stimulus uncertainty*. *Science*, 150(3700), 1187-1188.
- Tang, A., Owen, C., Biocca, F., & Mou, W. (2003, April). *Comparative effectiveness of augmented reality in object assembly*. In *Proceedings of the SIGCHI conference on Human factors in computing systems* (pp. 73-80). ACM.
- Task Force of the European Society of Cardiology. (1996). *Heart rate variability standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use*. *Eur Heart J*, 17, 354-381.
- Tompkins, J. A., White, J. A., Bozer, Y. A., & Tanchoco, J. M. A. (2010). *Facilities planning, Chapter 8 – Manufacturing Systems*. John Wiley & Sons.
- Trask, C., Mathiassen, S. E., Wahlström, J., Heiden, M., & Rezagholi, M. (2012). *Data collection costs in industrial environments for three occupational posture exposure assessment methods*. *BMC medical research methodology*, 12(1), 89.
- Trimmel, M., & Poelzl, G. (2006). *Impact of background noise on reaction time and brain DC potential changes of VDT-based spatial attention*. *Ergonomics*, 49(2), 202-208.
- Trimmel, M., Fairclough, S., & Henning, R. (2009). *Psychophysiology in ergonomics*. *Applied ergonomics*, 40(6), 963-964.
- Trougakos, J. P., & Hideg, I. (2009). *Momentary work recovery: The role of within-day work breaks*. *Current perspectives on job-stress recovery: Research in occupational stress and well being*, 7, 37-84.
- Van Erp, J. B., Lotte, F., & Tangermann, M. (2012). *Brain-computer interfaces: beyond medical applications*. *Computer*, (4), 26-34.

- Vanderperren K. 2011. *Improving data-driven EEG-fMRI analyses for the study of cognitive functioning*, PhD thesis, Faculty of Engineering, KU Leuven (Leuven, Belgium).
- Verleger, R., Jaśkowski, P., & Wascher, E. (2005). Evidence for an integrative role of P3b in linking reaction to perception. *Journal of Psychophysiology*, 19(3), 165-181.
- Vicente, J., Laguna, P., Bartra, A., & Bailón, R. (2011, September). Detection of driver's drowsiness by means of HRV analysis. In *Computing in Cardiology, 2011* (pp. 89-92). IEEE.
- Vieira, E. R., & Kumar, S. (2004). Working postures: a literature review. *Journal of Occupational Rehabilitation*, 14(2), 143-159.
- Vignais, N., Miezal, M., Bleser, G., Mura, K., Gorecky, D., & Marin, F. (2013). Innovative system for real-time ergonomic feedback in industrial manufacturing. *Applied ergonomics*, 44(4), 566-574.
- Viola, F. C., Thorne, J., Edmonds, B., Schneider, T., Eichele, T., & Debener, S. (2009). Semi-automatic identification of independent components representing EEG artifact. *Clinical Neurophysiology*, 120(5), 868-877.
- Vissing, S. F., Scherrer, U., & Victor, R. G. (1991). Stimulation of skin sympathetic nerve discharge by central command. Differential control of sympathetic outflow to skin and skeletal muscle during static exercise. *Circulation Research*, 69(1), 228-238.
- Vos, D. M., Riès, S., Vanderperren, K., Vanrumste, B., Alario, F. X., Huffel, V. S., & Burle, B. (2010). Removal of muscle artifacts from EEG recordings of spoken language production. *Neuroinformatics*, 8(2), 135-150.
- Wallace, J. C., & Vodanovich, S. J. (2003). Can accidents and industrial mishaps be predicted? Further investigation into the relationship between cognitive failure and reports of accidents. *Journal of Business and Psychology*, 17(4), 503-514.
- Walter, W. G. (1965). Brain responses to semantic stimuli. *Journal of psychosomatic research*, 9(1), 51-61.

- Warm, J. S., Parasuraman, R., & Matthews, G. (2008). *Vigilance requires hard mental work and is stressful*. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, 50(3), 433-441.
- Wascher, E., Heppner, H., & Hoffmann, S. (2014). *Towards the measurement of event-related EEG activity in real-life working environments*. *International Journal of Psychophysiology*, 91(1), 3-9.
- Weichert, F., Bachmann, D., Rudak, B., & Fisseler, D. (2013). *Analysis of the accuracy and robustness of the leap motion controller*. *Sensors*, 13(5), 6380-6393.
- Wiegmann, D.A. and Shappell, S. A. (2012). *A human error approach to aviation accident analysis: The human factors analysis and classification system*. Ashgate Publishing, Burlington, USA.
- Wijesuriya, N., Tran, Y., & Craig, A. (2007). *The psychophysiological determinants of fatigue*. *International Journal of Psychophysiology*, 63(1), 77-86.
- Wilson, G. F. (2002). *An analysis of mental workload in pilots during flight using multiple psychophysiological measures*. *The International Journal of Aviation Psychology*, 12(1), 3-18.
- Wogalter, M. S., Hancock, P. A., & Dempsey, P. G. (1998, October). *On the description and definition of human factors/ergonomics*. In *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting (Vol. 42, No. 10, pp. 671-674)*. SAGE Publications.
- Yamada, F. (1998). *Frontal midline theta rhythm and eyeblinking activity during a VDT task and a video game: useful tools for psychophysiology in ergonomics*. *Ergonomics*, 41(5), 678-688.
- Young, M. S., & Stanton, N. A. (2007). *Back to the future: Brake reaction times for manual and automated vehicles*. *Ergonomics*, 50(1), 46-58.
- Yue, G. H., Liu, J. Z., Siemionow, V., Ranganathan, V. K., Ng, T. C., & Sahgal, V. (2000). *Brain activation during human finger extension and flexion movements*. *Brain research*, 856(1), 291-300.

- Zander, T. O., & Kothe, C. (2011). *Towards passive brain-computer interfaces: applying brain-computer interface technology to human-machine systems in general*. *Journal of neural engineering*, 8(2), 1-5.
- Zander, T. O., Lehne, M., Ihme, K., Jatzev, S., Correia, J., Kothe, C., ... & Nijboer, F. (2011). *A dry EEG-system for scientific research and brain-computer interfaces*. *Frontiers in neuroscience*, 5.
- Zhang, L., Curless, B., & Seitz, S. M. (2002). *Rapid shape acquisition using color structured light and multi-pass dynamic programming*. *First IEEE international symposium on 3D Data Processing Visualization and Transmission, 2002*. pp. 24-36.
- Zhang, Z. (2012). *Microsoft kinect sensor and its effect*. *IEEE MultiMedia*, 19(2), 4-10.
- Zohar, D. (1980). *Safety climate in industrial organizations: theoretical and applied implications*. *Journal of applied psychology*, 65(1), 96.
- Zubrycki, I., & Granosik, G. (2014). *Using integrated vision systems: three gears and leap motion, to control a 3-finger dexterous gripper*. In *Recent Advances in Automation, Robotics and Measuring Techniques* (pp. 553-564). Springer International Publishing.