

УНИВЕРЗИТЕТ У ПРИШТИНИ СА ПРИВРЕМЕНИМ
СЕДИШТЕМ У КОСОВСКОЈ МИТРОВИЦИ
МЕДИЦИНСКИ ФАКУЛТЕТ

БОБАН С. БИШЕВАЦ

КВАНТИТАТИВНА ЕЕГ АНАЛИЗА
УТИЦАЈА ВИСОКОФРЕКВЕНТНОГ
ЕЛЕКТРОМАГНЕТНОГ ЗРАЧЕЊА НА
БИОЕЛЕКТРИЧНУ АКТИВНОСТ МОЗГА

Докторска дисертација

Косовска Митровица, 2018.

UNIVERSITY OF PRISTINA TEMPORARY SETTLED IN
KOSOVSKA MITROVICA
MEDICAL FACULTY

BOBAN S. BIŠEVAC

QUANTITATIVE EEG ANALYSIS OF THE
INFLUENCE OF ELECTROMAGNETIC
RADIATION OF HIGH FREQUENCY ON
BIOELECTRICAL BRAIN ACTIVITY
Doctoral Dissertation

Kosovska Mitrovica, 2018.

Ментор: проф. др Мирјана Спасић, редовни професор Медицинског факултета у Нишу

Чланови комисије

- 1.
- 2.
- 3.

Датум одбране докторске дисертације
2018.

**КВАНТИТАТИВНА ЕЕГ АНАЛИЗА УТИЦАЈА ВИСОКОФРЕКВЕНТНОГ
ЕЛЕКТРОМАГНЕТНОГ ЗРАЧЕЊА НА БИОЕЛЕКТРИЧНУ
АКТИВНОСТ МОЗГА**

САЖЕТАК

Дискусија о ефектима електромагнетног поља на људски организам почела је да добија на значају увођењем дигиталних мобилних радиотелефона (ГСМ-и). Ови нови комуникациони системи функционишу помоћу високо-фреквентних пулсирајућих електромагнетних поља у доњем микроталасном опсегу. Налази разних студије су прилично хетерогени а поређења су тешка услед широког спектра различитих физичких и биолошких експерименталних услова. Сигнал мобилног телефона у суштини не показује никакву снагу када корисник не разговара или прима позив, али када корисник комуницира снага овог пулсног електромагнетног поља (ЕМП) достиже максимум од 250 mW. Постоји бојазан да ће ово пулсирајуће ЕМП-е доспети до неурона и директно утицати на функцију мембране. За истраживање оваквих ефеката се најчешће користи електроенцефалограм (ЕЕГ) како би се проценио ефекат коришћења МТ-а код људи, услед његове осетљивости на непосредне промене у неуронским функцијама. Посматрање оваквих финих промена у електричној активности мозга које се јављају под утицајем високофреквентних електромагнетних таласа захтева употребу другачијих неконвенционалних метода ЕЕГ-а. Зато је увођење дигиталног ЕЕГ је омогућило да се лако примене разне врсте квантитативне ЕЕГ анализе (QEEG). Јер је QEEG новија метода која може да пружи податке које се визуелном анализом не могу открити. Она обухвата мерење амплитуде, спектралну анализу, корелациону анализу, анализу кохеренције, ауторегресивну анализу, препознавање облика, мапирање сигнификантне вероватноће, просторну анализу односно топографско

мапирање, методологија локализације извора дипола, анализу електричног извора, аутоматску детекцију догађаја и друге технике. Главни циљ овог истраживања је утврдити ефекат високофреквентног електромагнетног зрачења које емитује мобилни телефон на биоелектричну активност мозга регистровану електроенцефалограмом, а пре свега анализирајући QEEG. Циљ је био да се покаже да ли се под утицајем високофреквентног електромагнетног поља емитованог од стране активног мобилног телефона мења амплитуда и фреквенција ЕЕГ таласа, као и да ли долази до значајније варијабилности спектралне густине фреквенција ЕЕГ таласа. У истраживању је обухваћено 60 испитаника (30 особа мушког пола и 30 особа женског пола). Испитаници су били узраста између 20 и 30 године. Сви испитаници су без било каквог неуролошког или психијатријског обољења и без употребе било каквих лекова или психоактивних супстанци најмање у периоду од месец дана пре почетка снимања. Сваком испитанику су урађена два узастопна ЕЕГ снимања у трајању од по око 20 минута. Прво ЕЕГ снимање је било у мировању без употребе генератора електромагнетног поља а после паузе од око 3 мин поновило се ЕЕГ снимање али сада током употребе мобилног телефона у трајању од 10 мин на једном уву, потом начињена пауза од око 2 мин и снимање поновљено са употребом мобилног телефона на супротном уву такође у трајању од 10 мин. За генерисање високофреквентног електромагнетног поља користио се стандардни мобилни телефон као пријемник за генерисање ЕМП. ЕЕГ снимци су обављени код испитаника у лежећем положају, у стању опуштене али алертне будности, са затвореним очима. Монополарне ЕЕГ деривације су измерене са Ag / AgCl површинским електродама које су фиксирани у складу са међународним 10-20 системом. За анализу примарних података коришћене су дескриптивне статистичке методе и методе за тестирање статистичких хипотеза. Од дескриптивних статистичких метода коришћене су мере централне тенденције (аритметичка средина, медијана), мере варијабилитета (стандардна девијација) и релативни бројеви (показатељи структуре). Од метода за тестирање статистичких хипотеза коришћени су т-тест. При анализитању података добијени су следећи резултати: при анализи амплитуда ЕЕГ таласа осим

статистички значајне разлике варијабилитета амплитуде Алфа таласа код жена након излагања мобилном телефону на десној страни главе, није примећена друга разлика у амплитуди ЕЕГ записа код оба пола. Што се тиче фреквенције ЕЕГ таласа, није забележена статистички значајна разлика код оба пола пре и после излагања мобилном телефону. Континуитет основне активности мењао се у односу на период пре излагања мобилним телефоном и та на оној страни на којој је био постављен мобилни телефон али без статистички значаје разлике, слично је и са спекатралном густина фреквенције повећавао се спектар Алфа и Тета активности на оној страни на којој је деловао активни мобилни телефон. Постоје бројне контрадикторности у резултатима разних студија, које су обрађивале сличну тематику али њих треба схватити као подстрек за даља истраживања из ове области, која не треба ограничити само на електричну активност мозга, већ на целокупно здравље људи.

Кључне речи: ЕЕГ, квантитативни ЕЕГ, високофреквентно зрачење, мобилни телефон.

QUANTITATIVE EEG ANALYSIS OF THE INFLUENCE OF ELECTROMAGNETIC RADIATION OF HIGH FREQUENCY ON BIOELECTRICAL BRAIN ACTIVITY

SUMMARY

Discussion about the effects of electromagnetic field on humans has become more significant introducing digital mobile radiophones (GSM). These new communication systems work with the help of pulse electromagnetic fields of high frequency in lower microwave range. The findings are pretty heterogenous and it's very difficult to make comparison because of the wide range of different physical and biological experimental conditions. When the user doesn't talk or take a phone call the signal of mobile phone basically shows no power, but when the user makes a phone call and speaks the power of this pulse electromagnetic field reaches the maximum of 250mV. There is a fear that this pulse electromagnetic field will reach the neurons and has a direct impact on the membrane function. In order to estimate the effect of mobile phones usage in humans, electroencephalograph is very common in researching these kind of effects due to its sensibility to immediate changes in function of neurons. Observation of these delicate changes in electrical brain activity influenced by electromagnetic waves of high frequency demands the usage of different unconventional EEG methods. The implementation of quantitative EEG analysis (QEEG) can provide us with data which cannot be visually discovered. The QEEG analysis contains measuring of amplitudes, spectral analysis, analysis of correlation, coherent and autoregressive analysis, shape recognition, significant probability mapping, the methodology of dipole source localization, electrical source analysis, automatic event detection and other techniques. The main aim of this research is to determine the effect of electromagnetic radiation of high frequency emitted by a mobile phone on bioelectrical brain activity recorded on electroencephalograph as well as to find out if there are some changes in amplitudes and frequency of EEG waves when influenced by active mobile phone emission and also if there is significant variability in spectral density of EEG waves frequency. The research was conducted on 60 subjects (30 men and 30 women) aged 20-30. All subjects have

neither neurological nor psychic diseases; they haven't taken any medicines or psychoactive substances at least a month before starting the recording. Each subject was recorded twice in 20-minute-time on electroencephalograph with the 5-minute-break in between. The first EEG recording was without the usage of electromagnetic field generator and after 3-minute-break the EEG recording was redone but, this time during the 10-minute-usage of a mobile phone on one ear. After 2-minute-break the EEG recording was redone during the 10-minute-usage of a mobile phone on the other ear. The standard mobile phone was used as a receiver for generating electromagnetic field of high frequency. The EEG recordings were done while the subjects were lying, in relaxing but alert wakefulness with their eyes closed. Monopolar EEG derivations were measured with surface Ag/AgCL electrodes fixed according to International 10-20 system. Descriptive methods were used in primary data analysis as well as methods for statistic hypothesis testing. Descriptive statistic methods consisted of central tendency measures (arithmetic mean, mediana), the measure of variability (standard deviation) and relative numbers (parameters for structure). Methods for statistic hypothesis testing consisted of t-test and χ^2 test. After having EEG waves amplitude analysed, apart from statistically significant difference of Alpha wave amplitude variability in women after mobile phone exposure on the right side of head, no other difference in the amplitude of EEG recordings in both men and women wasn't noticed. Taking into consideration the EEG waves frequency, it wasn't noticed statistically significant difference in frequency variability before and after mobile phone exposure in both men and women. Continuum of the basic activity has changed in comparison to period before mobile phone exposure on the side where mobile phone was used but without statistically significant difference. It is similar with the spectral frequency density (spectral Alpha and Theta activity were increased on the side where mobile phone was used). There are numerous contradictoriness in results of different studies dealing with the similar topics, but they have to be taken as a driving force for further researches of not only the electrical brain activity but the health of humans as whole.

Key words: EEG, Quantitative EEG, radiation of high frequency, mobile phone.

1. УВОД

Дискусија о ефектима електромагнетног поља на људски организам почела је да добија на значају увођењем дигиталних мобилних радиотелефона (ГСМ-и). Ови нови комуникациони системи функционишу помоћу високо-фреквентних пулсирајућих електромагнетних поља у доњем микроталасном опсегу. Густина снаге ГСМ-а обично је сувише мала да би произвела термичке ефекте. Ипак, дуго година људи су тражили интеракције између микроталаса ниског нивоа и биолошких система, проналазећи неколико ефеката који су јасно репродуктивни и физиолошки значајни, поред ефеката за које ће се вероватно испоставити да су термичког порекла. Међутим, неколико ефеката је пронађено и поуздано приказује ефекат високофреквентних поља емитованих од уређаја који су у свакодневној употреби на разне биолошке системе (2, 4, 5, 44, 82.). Међутим налази су прилично хетерогени а поређења су тешка услед широког спектра различитих физичких и биолошких експерименталних услова.

Мобилни телефони (МТ) користе бежичну технологију, где се комуникација типично одвија путем сигнала од 900 - 1800 MHz, сигнал пулсира на 217 Hz. Сигнал у суштини не показује никакву снагу када корисник не разговара или прима позив, али када корисник комуницира снага овог пулног електромагнетног поља (ЕМП) достиже максимум од 250 mW. Постоји бојазан да ће ово пулсирајуће ЕМП-е доспети до неурона и директно утицати на функцију мембране (1), а ову забринутост потврђује и низ истраживања која су испитивала промене у физиолошким процесима и неким патолошким стањима а које се повезују са коришћењем МТ-а. Истраживања нису успела да пронађу директан однос између коришћења МТ-а и физиолошких односно патолошких процеса и ако су очигледне промене, али како постоји недостатак теоријског оквира којим би објаснили ове недоследности, нема озбиљног консензуса по овом питању (1).

Мобилни телефони раде са релативно ниским износима израчене РФ/МТ енергије, али код коришћења, антена се налази обично близу главе те нивои

зрачења долазе близу а и неким случајевима и прелазе дозвољене границе излагања ЕМ зрачењу. Мобилни радио-комукацијски системи користе фреквенције у основном опсегу од 900 Мz (GSM 900), 1800 Мz (GSM 1800), 2000 Мz (3G). Антене ових GSM и 3G система се обично постаљају на торњеве, водене цистерне и друга висока места, као што су кровови зграда.

За истраживање се најчешће користи електроенцефалограм (ЕЕГ) како би се проценио ефекат коришћења МТ-а код људи, услед његове осетљивости на непосредне промене у неуронским функцијама. Иако и он није успео да идентификује усклађене ефекте, претпоставља да би се недоследности могле објаснити методолошким ограничењима и потребно је развити модел како би се покушало демонстрирати да излагање активним МТ-има утиче на функцију нервне ћелије.

Иако су проблеми са статистичким анализама можда утицали на нека од многобројних истраживања али је у свим њима очигледно да су само не-фазно синхронизоване неуронске реакције на стимулусе погођене излагањем активним МТ-има, нарочито када је неопходно више когнитивно процесирање (24, 44.). Међутим, ово објашњење не обухвата све податке.

Непотпуно објашњење горе наведених података говори у прилог томе да су противречни налази последица различитог сигнал-шум односа, резултата ЕЕГ методе и искоришћеног времена излагања МТ-има. Посматрање оваквих финих промена у електричној активности мозга које се јављају под утицајем високофреквентних електромагнетних таласа захтева употребу другачијих неконвенционалних метода јер визуелна ЕЕГ анализа која представља хронотопограмски приказ активности из електричног поља можданих генератора који стално осцилирају у времену, јесте традиционални приступ на коме се заснива ЕЕГ извештај. Иако је дијагностички незаменљива, она је субјективна (битно зависи од искуства електроенцефалографера у препознавању и процени значаја ЕЕГ активности и промена) и квалитативна (не укључује квантитативну процену нормалне ЕЕГ активности и ЕЕГ промена). Методи компјутерске ЕЕГ анализе су почели да се користе још пре четири деценије (107), али се њихова клиничка примена развила тек кад су произведени персонални компјутери који користе видео

технологију. Увођење дигиталног ЕЕГ је омогућило да се лако примене разне врсте квантитативне ЕЕГ анализе (QEEG).

Међутим, треба имати у виду да дигитални ЕЕГ није исто као и квантитативни ЕЕГ. Визуелном анализом основне активности и записа одређује се садржај спектралних компоненти и присуство патолошких или физиолошких промена, квантитативна анализа одређује то исто али путем одређивања спектра снаге и мапирање резултата (17). Још је амерички комитет медицинског удружења за ЕЕГ, навео да постоји значајна разлика у тумачењу резултата у различитим неурофизиолошким лабораторијама и да то зависи пре свега од искуства стручњака који учествују у тумачењу резултата.

2. ПРЕГЛЕД ЛИТЕРАТУРЕ

2.1. КЛИНИЧКИ ЗНАЧАЈ ЕЕГ-А

Електроенцефалограм (ЕЕГ) је запис електричне активности мозга, добијен помоћу електрода постављених на поглавини. Он представља производ електричне активности која настаје у процесу комуникације неурона који се назива сигнализација. По операционалној дефиницији, ЕЕГ се састоји од промена напона електричног поља на поглавини у току времена. Према томе, ЕЕГ је феномен који се састоји из пет димензија од којих су три просторне, четврта електрични потенцијал а пета време (56). Међутом системи за петодимензионални приказ нису доступни. Па се ЕЕГ информација приказује дводимензионално у простору и времену, односно као хронотопограм (56). Напон се у ЕЕГ запису приказује на вертикалној а време на хоризонталној осовини.

Потпуно безопасан и релативно јефтин, ЕЕГ је обавезно испитивање код пацијената са епилепсијом али и нејасно дефинисаним кризама свести (70). Класификација епилептичних напада и синдрома заснива се искључиво на клиничкој слици и ЕЕГ налазима. Разликовање жаришних од генерализованих епилепсија може бити веома тешко без ЕЕГ-а. Као и код сваког допунског испитивања, дијагностичка вредност у клиничкој пракси доказује се на основу високе сензитивности и специфичности (84).

Ни најпоузданија дијагностичка испитивања не могу избећи грешке, па тако ни ЕЕГ. Грешке при ЕЕГ тумачењу настају због потцењивања или прецењивања значаја појединих интериктусних ЕЕГ налаза. Оне се могу спречити уколико се ЕЕГ тумачи у контексту клиничке слике. Такође треба узети у обзир и интра-индивидуалну ЕЕГ променљивост (56, 70). Она има 3 аспекта:

1. варијабилност од једног до тренутка у току истог ЕЕГ снимка
2. варијабилност између разних ЕЕГ снимака у току извесног временског периода и
3. промене са узрастом

Одавно је позната променљивост Алфа ритма која се испоставља као „повећање и смањење“ амплитуде у периоду од неколико секунди (алфа вретена). Краткотрајна колебања амплитуде алфа ритма названа су циклус алфа атенуације (25) а ултрадневне модулације алфа и тета активности у трајању од око 90 сек основни циклус мировање-активност (92). Стање пробужења испитаника/пацијента вероватно имају највећи утицај на променљивост ЕЕГ од једног до другог тренутка. То говори у прилог схватању да рутински ЕЕГ треба регистровати у опуштеном будном стању. Спектралном анализом је показано да се у опуштеном будном стању повећава алфа брза активност док се спорија алфа активност не разликује у опуштеном будном стању и у току поспаности (54, 56).

Анализа ЕЕГ записа код групе здравих испитаника у размаку од недељу дана показала је да алфа ритам остаје интра-индивидуално стабилан уколико се контролоши ситуациони ефекти (56). Квантитативна анализа ЕЕГ који је код здравих особа регистрован у току периода од 1-3 месеца доказала је да доминантна алфа фреквенција има поуздану интраиндивидуалну стабилност. Интериндивидуално средња фреквенција код здравих одраслих, старости од око 30 година била је 10 Hz са стандардном девијацијом 1 Hz.

2.2. ФИЗИОЛОШКЕ ВАРИЈАЦИЈЕ ЕЕГ ЗАПИСА

Међутим у клиничкој анализи ЕЕГ-а често се појављују варијације нормалног записа ЕЕГ, нашта треба указати јер може да доведе до погрешне интерпретације налаза. Термин „атипичне варијације" или „нормалне варијанте" односи се на оне ритмове или таласе, који имају особине интерикталних епилептиформних абнормалности или икталних ЕЕГ ритмова. Међутим, епитет „нормални" ови ЕЕГ записи добили су јер се могу наћи у великом проценту здравих субјеката, те се, стога, сада не укључују у патолошке ентитете. Зато је од огромног значаја да се ови записи препознају, а не грешком означавају као патолошки обрасци. Генерално постоје 4 категорије нормалних варијанти (41, 56, 65, 85):

1. Ритмични обрасци
2. Нормалне варијанте које имају епилептиформну морфологију
3. Ламбда и ламбдоиди
4. Варијанте повезане са старошћу

Код ритмичних образаца постоји шест основних типова ритмичних варијанти у ЕЕГ запису. То су: алфа варијанта, му ритам, ритмична темпорална тета у дремљивости субклиничка ритмична електрографска (тета) пражњења код одраслих (СРЕДА), тета средње линије, фронтални ритам буђења. Најчешће варијације су Алфа таласа. Постоје две основне варијанте алфа активност: „спора“ и „брза“ (29, 56, 85). Механизми абнормалних алфа фреквенција су вишеструки: промене метаболизма неспецифичних једара таламуса, таламокортикалних пројекција и кортикалних неурона који производе или модулирају алфа ритам (56). Му ритам се региструје у будности, при фреквенцији од 9 до 11 Hz. Повезује се са активношћу сензомоторног кортекса, најчешће код адолесцената (65, 85). Ритмична темпорална тета у дремљивости („психомоторна варијанта“), региструје се у будности при фреквенцији од 5 до 7 Hz, над средње темпоралним регионима (28, 29, 85). Билатерална активност од 5-7 Hz оштре морфологије и шире дистрибуције над темпоропаријеталним регионима представља субклиничка ритмична електрографска (тета) пражњења код одраслих (85). Активност над Cz електродом и околини, која има лучну или оштру морфологију са подједнаким јављањем у будности и спавању представља тету средње линије.

Активност од 7 до 10 Hz у фронталним регионима, који престаје у будности, а настаје при преласку из будности у спавање назива се фронтални ритам буђења (6,85).

Најзначајније у клиничком раду су нормалне варијације које имају епилептиформну морфологију: постоје 4 типа ових варијанти: 14Hz и 6Hz позитивни шиљци, мали оштри шиљци, 6Hz шиљак-талас (фантомски шиљак-талас), Wicket шиљци.

Шиљак-спор талас од 6 Hz појављује се у малим групама (трајање испод 1 секунде) билатерално и синхроно, симетрично или асиметрично, са већим амплитудама постериорно (56). Компонента шиљка се теже разлучује стога што је врло кратка и мале амплитуде (отуда назив фантомски шиљак) (95). Одсуство у спороталасном спавању и мономорфни квалитет помажу у разликовању од епилептиформних абнормалности (37, 95).

Позитивних таласа од 14 Hz и 6 Hz су групе таласа лучног облика од 13 Hz до 17 Hz и / или од 5-7 Hz, а најчешће 14 Hz и 6 Hz. Најбоље се виде изнад задње темпоралних и суседних подручја са једне или обе стране главе током спавања Клинички значај овог обрасца није утврђен (85). Ако су групе позитивних таласа латерализоване или унилатералне могу бити повезане са разним лезијама. Показују реактивност на пробуђујуће дражи (56, 58).

Бенигна епилептиформна активност у спавању су мали оштри таласи кратког трајања и малих амплитуда, често праћени тета таласом мале амплитуде. Јављају се у слепоочној области за време поспаности и површног спавања. Могу да буду појединачни или у низовима (56,59).

Wicket шиљци су монофазни, негативни таласи, налик шиљцима, који се јављају појединачно или у низовима изнад слепоочних подручја у току поспаности. Обично се испољавају над темпоралним низовима, могу бити билатерални или да неизменично мењају страну (56).

Мали оштри шиљци, имају малу амплитуду (око 50 mV) и кратког су трајања (око 50 мс). Мали оштри шиљци су изоловани и спорадични, појављују се током дремања и лаког спавања код одраслих. МОШ су појединачни, не нарушавају основну активност, нестају у дубљем сну, а инциденца је слична код здравих субјеката (24%) и пацијената са епилепсијом (20%) (85, 108).

Када се анализира ЕЕГ у дечјем узрасту, треба имати у виду да он није униформан, већ је мешавина различитих таласа и фреквенција и мења се са узрастом. Основни узрок овој промеливости ЕЕГ записа код деце је матурација централног нервног система која је најинтензивнија током прве године живота. У дечијем узрасту појава споре активности током хипервентилације и постериорна спора активност младих могу бити нормално асиметрични, ако овим чињеницама

додамо чињеницу, да деца током ЕЕГ регистрације често задремају, постаје јасно зашто је ЕЕГ код деце значајно варијабилнији него код одраслих. Обзиром да је ЕЕГ код деце мешавина различитих таласних облика и фреквенција, релативно се често суперпонирају таласи различите фреквенције, што у ЕЕГ запису резултује појаву оштрих контурисаних таласа, који се могу криво описати као шиљци.

2.3. КВАНТИТАТИВНИ ЕЕГ

Квантитативни ЕЕГ је новија метода која може да пружи податке које се визуелном анализом не могу открити. Да ли је неки фреквенцијски спектар нормалан или је неки део спектра измењен, опсег патолошке измењености захтева знање из те области, вештину и године искуства (56).

QEEG анализа обухвата мерење амплитуде, спектралну анализу, корелациону анализу, анализу кохеренције, ауторегресивну анализу, препознавање облика, мапирање сигнификантне вероватноће, просторну анализу односно топографско мапирање, методологија локализације извора дипола, анализу електричног извора, аутоматску детекцију догађаја и друге технике (10, 11).

Методи процесовања ЕЕГ сигнала су разноврсни и могу се поделити на непараметарске (код којих се сматра да су статистичка својства ЕЕГ сигнала последица насумичних процеса) и параметарске (при којима се претпоставља да неки специфичан модел генерише ЕЕГ сигнал (52). Уопште узев, QEEG технике у клиничкој примени треба посматрати као технике компјутеризованог процесовања сигнала које служе као проширење традиционалних ЕЕГ метода.

Данас се још увек срећу изразито велике разлике у компетенцији лабораторија које упражњавају клиничке QEEG технике. Мада још увек нема опште прихваћених стандарда за праксу QEEG, Међународна федерација за клиничку неурофизиологију недавно је објавила веома корисне техничке стандарде за QEEG технике. Овде се наводе стандарди ИФКН за промену анализе фреквенција

и топографског ЕЕГ мапирања односно ЕЕГ-картографије, коју су значајни за могућност правилне клиничке процене QEEG налаза (67).

За анализу фреквенција основне ЕЕГ активности потребан је најмање узорак од 1 мин ЕЕГ-а при затвореним очима, у којем нема никаквих артефаката. Једна епоха без артефаката треба да износи најмање 2 сек., а пожељно је да се период од 60 сек. испуни из што мањег број ЕЕГ епоха без икаквих артефаката. Морају се искључити епохе у којима се јављају знаци поспаности, пролазне промене или артефакти. Филтри треба да имају вредности од 0,1 Hz односно 60-70 Hz. Пожељно је имати филтер од 50 Hz или 60 Hz. Минимална брзина узорковања треба да буде 200 узорака у секунди по каналу за разлагање од 10-14 бита по узорку.

За стандардну анализу прихватљиво је да се стандардни опсези деле на интервале од 4 Hz. Сходно томе алфа опсег се завршава са 12 Hz уместо са 13 Hz, а тета опсег ће почети са 4 Hz уместо са 5 Hz. Поделе у још уже опсеге такође су прихватљиве, а подопсези се означавају бројчаним суксима после грчког слова нпр., β_1 , β_2 . Апсолутна амплитуда се мери за сваки фреквенцијски опсег. Релативна амплитуда се израчунава када се амплитуда једног фреквенцијског опсега подели са амплитудом свих фреквенцијских опсега. Снага се рачуна као квадрат амплитуде. Асиметрија апсолутне и релативне амплитуде и снаге процењује се помоћу индекса асиметрије: лево минус десно/лево плус десно $\times 100$ и изражава се у процентима. Фреквенцијски садржај се изражава у вредностима ЕЕГ амплитуде, у микроволтима (μV). Да би се добио спектар снаге, износ једног ЕЕГ опсега се квантификује у μV^2 . Што се тиче међународних стандарда за ЕЕГ топографију ту је битно придржавати се постављања електрода по систему 10-20, што укључује локације свих главних електрода. Додатни канали се морају користити за препознавање артефаката, најмање два канала за електроокулограм, као и канале за регистровање дисања и електрокардиограма. За постављање додатних електрода препоручен је систем 10-5, а за истраживачке сврхе и систем 5%.

Репрезентативност мапе зависи од циља ЕЕГ испитивања, па се тако прикази стабилних стања (у трајању од бар 60-100 сек без артефаката) разликују од приказа динамичких стања индукованих неким догађајем или спољашњим дражима (52,

74). У клиничкој пракси се код сваког субјекта користи већи број узорака од најмање 2-4 сек у истом стању, како би се утврдила непосредна варијабилност и репродуцибилност података (17).

Главни циљ топографског испитивања, било да се ради о ЕЕГ активностима или о ЕП, јесте да се патолошка активност разликује од нормалне и да се прати ток патолошког процеса. То захтева да се у свакој лабораторији за ЕЕГ картографију и за сваки тип апарата створи репрезентативна нормативна база података, која увек узима у обзир године живота испитаника (83). Број топографских резултата се може редуковати помоћу метода анализе главних компоненти и факторске анализе. На тај начин од великог броја ЕЕГ дескриптора се може издвојити неколико најважнијих који су одговорни за највећи део варијансе. Наведена обележја служе за упоређивање података клиничких пацијената са нормативним подацима.

Статистичка анализа QEEG податаке је веома сложена али и компликована. Битно је да се налаз у једног пацијента или у групама пацијената упореде са налазом за контролну групу здравих особа и да анализирани QEEG подаци буду добијени истим методом. Нормативи за QEEG треба да се добију за велике групе здравих особа оба пола и одређених узраста (56, 83), како за ЕЕГ при затвореним и отвореним очима тако и при стандардним методама активације – хипервентилације и фотостимулације. Примена QEEG у клиничкој пракси се може поделити на анализу основне активности и на анализу посебних промена. На основу анализа добро дизајнираних и контролисаних студија, клиничка корисност QEEG утврђена је у разним клиничким ситуацијама, посебно као сензитивни мониторинг можданих функција код разних стања. QEEG је такође користан у неуропсихофизиологију и у неурологији развојног доба, посебно у деце са специфичним поремећајима учења.

QEEG није само замена за конвенционални ЕЕГ и не сме се сматрати заменом за клиничку компетенцију. Наредни развој техника и њихова примена ће вероватно убрзо проширити могућности клиничке и истраживачке примене QEEG у неурологији, психијатрији и неуропсихофизиологији.

Америчка академија за неурологију дала је препоруке за клиничку и истраживачку примену QEEG на основи извештаја да тест треба да испуњава следеће критеријуме:

1. Смањује морбидитет и морталитет болести:
 - 1А. Разњашњавајући која медикација, хируршка интервенција или нека друга индикација има највећу вероватноћу да буде ефективна, или
 - 1Б. Замењујућу неки тест већег ризика са тестом мањег ризика од компликација.
2. Смањује укупну цену трошкова медицинске процене, нпр: тако што једну процедуру која се врши у болничким условима замењује процедуром у амбулантним условима.
3. Битно побољшава разумевање ситуације од стране пацијента и његове породице, што води до побољшања понашања или до реалнијих очекивања.

Према овим критеријума QEEG се сматра корисним као додатак стандардној визуелној ЕЕГ анализи код следећих неуролошких стања:

1. код епилепсије, као скрининг за шиљке епилептичке нападе за време дуготрајног ЕЕГ надгледања, како би се олакшало наредно експертско визуелно ЕЕГ надгледање (прва класа доказа – препорука типа А као водич кроз праксу).
2. у операционој сали или јединици интензивне неге, за континуирано ЕЕГ надгледања тренда фреквенција како би се откриле ране акутне интракранијалне компликације, и за скрининг могућих епилептичких напада код пацијента са великим ризиком од компликација (друга класа доказа – препорука типа Б).

У посебном прегледном чланку ААН, недавно су одређене додатне индикације за QEEG: посткомоциони синдроми, блага или умерена повреда главе, сметње с учењем и поремећаји пажње, утицај разних фактора спољашње средине на мождану активност за које се сматра да до сада нису детаљно клинички праћени – друга и трећа класа доказа, препорука типа Б (106).

Резултати најновијих студија пружају све више доказа да комбинована примена QEEG корегистрације са другим методама, нарочито са МР мозга, даје

значајне додатне информације. Главна предност корегистрације је комбинација високе временске резолуције ЕЕГ у милисекундама (што је довољно за приказ неуронске активности у реалном времену) са изванредном просторном дефиницијом слике коју пружа МР мозга.

2.4. ОПИС КВАНТИТАТИВНЕ ЕЕГ АНАЛИЗЕ

2.4.1 Мерење амплитуде

Амплитуда је при визуелној анализи најочљивије ЕЕГ обележје, па је рад на њеној квантификацији одавно започео. Како већина ЕЕГ појачала користе АС појачала, средња вредност регистрованог сигнала је нула јер апроксимативно постоји једнак број позитивних и негативних врхова. Зато се користи метод ректификације односно претварања негативних вредности у позитивне, пре сабирања вредности свих врхова. Други метод је да се све вредности учине позитивним подизањем на квадрат. Њихова средња вредност је позната као варијанса или снага сигнала. Квадратни корен из варијансе назива се средњи квадратни корен; он је еквивалентан стандардној деривацији који се у статистици користи за приказ одступања од неке средње вредности (56).

При квантитативној анализи ЕЕГ амплитуде, сигнал се приказује као амплитуде у току времена (временски домен) у графикону који време приказује на x -оси а амплитуде на y -оси. Флукуације амплитуде ЕЕГ могу се сагледати помоћу функције вероватноће густине (ФВГ) која графички показује вероватноћу појаве једне посебне вредности амплитуде. Графикон на x -оси има скалу амплитуде а на y -оси скалу вероватноће. Амплитуда на ФВГ има звонасу (Гаусову односно нормалну) дистрибуцију на којој је најчешћа вредност нула. Међутим то значи да се ЕЕГ сигнал понаша као наизменични шум. Уствари показано је да алфа ритма између пролаза кроу нулу има већу стабилност трајања од насумичног шума. Једноставна мерења амплитуде не воде рачуна о фреквенцији и облику таласа. Да би се превазишао тај недостатак, развијена је техника мерења процента времена

које заузима активност у неком одређеном опсегу фреквенција. Зато се мере алфа индекс или проценат алфа времена што је проценат времена који заузимају алфа таласи који премашују одређени праг амплитуде (56, 89).

Да би се при мерењу амплитуде избегло да активност високе амплитуде (алфа и тета таласи) прекрију брзе таласе ниске амплитуде, користи се метод квантификовања амплитуде и фреквенције слично као при клиничкој процени (110). Наиме, ЕЕГ се дигитализује сваке милисекунде и сваки врх, пролази кроз нулу и отклон се детектују поређењем сукцесивних вредности. Таквим мерењем се издвајају главни фреквентни опсези (алфа, бета, делта, тета) и за сваки од њих се израчунавају разни параметри, као што су проценат времена таласа, средња амплитуда и континуитет таласа (број таласа у једном опсегу који се наставља без прекидања таласима другог опсега) (56).

2.4.2. Анализа фреквенција (спектрална анализа)

Код синусоидног таласа, време између два пресецања основне линије је једнако половини периода таласа. Период таласа је реципрочна вредност фреквенције. Пресецање нуле је лакше израчунати него Фуријеову (Fourier) трансформацију (ФФТ), па је овај поступак коришћен за израчунавање фреквенције ЕЕГ. Поређењем пресецања нуле и ФФТ нађено је да два метода преносе сличан тип информација (56).

Поступак дигитализације ЕЕГ сигнала тј., претварање аналогног (континуираног) ЕЕГ сигнала у нумеричке, дисконтинуиране, тј. дигиталне вредности (31) омогућио је да се анализа фреквенције брзо израчунава на основу сложене математичке операције звана брза Фуријеова трансформација (ФФТ) (10). Анализа фреквенција овим методом је постала најчешће коришћен метод ЕЕГ анализа ритмичних компоненри као што је алфа активност.

Теоретски спектри ЕЕГ фреквенција су валидни ако је одељак ЕЕГ-а који они представљају стационаран, тј., ако су његова статистичка својства непромењена. Емпиријски то значи да тај одељак несме садржати никакву епизодичну промену (нпр. отварање очију, хипнагогну хиперсинхронију и др.). При

анализи основне активности, користе се ЕЕГ одсечци који трају одређено време (нпр. 10 сек.) које се назива епоха. Резултат анализе те епохе је спектар фреквенција односно графикон који у фреквентном домену приказује амплитуду на у-оси а фреквенцију на х-оси (56).

Поступак Фуријеове трансформације приказује спектралну снагу унатаг главних опсега фреквенција (бета, алфа, тета и делта) и тоталну снагу свих фреквенцијских опсега (од 1-30 Hz). После конверзије дате у спектре фреквенција или у снагу, не може се више реконструисати оригинални облик таласа у временском домену јер се губи информација о фази сигнала. Подаци о снази спектра прецењују доминантне фреквенције јер се њихове вредности дижу на квадрат (Mv^2). Зато се резултати често приказују као мапе спектралне анализе амплитуде (квадратни корен из снаге у μV)(56).

Брзина одабирања или број тачака у секунди (sampling rate) одређује највишу фреквенцију која тачно описује ЕЕГ податке. Што је ова брзина већа, то је виша ЕЕГ фреквенција која се може очувати у одабраним подацима. Зато је важно да брзина одабирања буде довољно велика да би се на задовољавајући начин описала максимална фреквенција која се очекује да ће бити присутна у датој епохи. Ако брзина одабирања није довољна, јавља се артефакт назван преклапање спектра (aliasing) ког кога се јављају лажне споре фреквенције које нису присутне у узорку. Да би се овај артефакт избегао, фреквенција одабирања треба да буде два пута већа од највише фреквенције присутне у ЕЕГ-у (нпр. 50 Hz за највишу фреквенцију од 100/c) јер она по Никвистовој теореме (тачна дигитална представа сигнала захтева да је учестаност одабирања, при аналогно-дигиталној конверзији бар два пута већа од највеће учестаности аналогног сигнала. Учестаност једнака половини поменуте учестаности одабирања назива се Никвистова учестаност. Узорковање са двоструком Никвистовом учестаношћу обезбеђује тачну представу само садржаја учестаности. За довољно добру репродукцију облика таласа сматра се да је довољно најмање 5 одбирака по периоди таласа за компоненту таласа највише учестаности) обезбеђује тачну представу садржаја учесталости. У пракси се користе још више брзине одабирања. Тако је за фреквентно опсег од 1-30 Hz пожељна фреквенција одабира од 300/c. Разлог за то је чињеница да филтри за ЕЕГ

не секу оштро све фреквенције на 30 Hz, већ пропуштају знатну количину активности виших фреквенција. Спектри појединих фреквентних опсега могу приказати две димензије (снагу и фреквенцију) у виду стубичастих дијаграма или три димензије (снагу, фреквенцију и време) у виду кривуља које образују компримовани спектрални низ (56).

Мерење варијабилности спектра је неопходно када се процењује значај промена при разним клиничким и експерименталним условима. Спектрална варијабилност се може смањити усредњавањем спектра из више епоха или образовањем усредњеног спектра кроз више узастопних епоха које се међусобно делимично прекривају. Спектрални параметри за период од 20 с релативно су неосетљиви на трајање епохе. С друге стране епохе краћег трајања брже указују на промене у ЕЕГ-у (56).

2.4.3. ЕЕГ Картографија

ЕЕГ топографија или мапирање мозга (brain mapping) приказује спонтане ЕЕГ активности у просторном домену као изопотенцијалне мапе пројектоване на поглавини. За добијање изопотенцијалне мапе мора се користити регистровање са једном заједничком односно референтном електродом. Целокупни преглед ЕЕГ активности у датом тренутку може се приказати скалом у боји или у разним сивим нијансама. Понављањем мапа у кратким временским интервалима стиче се увид и у временску димензију ЕЕГ-а. Такав приказ је погодан за кратке сегменте сигнала, као што су једнако пражњење шилак-талас или један циклус алфа ритма (56).

При ЕЕГ картографији подаци се из временског и фреквентног домена трансформишу у просторни домен методом интерполације. Алгоритам интерполација процењује непознате потенцијале у тачкама мапе између електрода као просеке вредности на четири или на три најближе електроде. Максимална или тачно позната вредност је на месту електрода а подаци између електрода су само апроксимација (56).

Главни циљ топографског испитивања јесте да се патолошка активност разликује од нормалне и да се прати ток патолошког процеса. Број топографских резултата се може редуковати помоћу метода анализа главних компоненти и факторске анализе. На тај начин од великог броја ЕЕГ дескриптора се може извојити неколико најважнијих варијанси. Наведена обележја служе за упоређење података клиничких пацијената са нормативним подацима (56).

2.4.4 Локализација извора

Појам електричних дипола: ЕЕГ феномени регистровани на поглавини веома су слични у два или више канала. То указује да ти феномени могу настати запреминским провођењем из локализованог интракранијалног генератора чија је дубина у вези са опсегом региона који тај феномен приказују. Генератори електричних поља која образују ЕЕГ на поглавини јесу интракранијалне електричне струје које настају кретањем јона за време физиолошких процеса у неуронима. Кад је довољно локализована таква активност се може представити електричним диполом. Теоретски дипол има једнаке позитивне и негативне набоје који су одвојени малим растојањем. Мале групе кортикалних ћелија које делују као диполи, не генеришу довољно струје да би се откриле у ЕЕГ. Да би се регистровани у ЕЕГ-у на поглавини многи неуронски системи морају бити укључен у сличну активност. Они се могу моделирати мноштвом малих дипола, који се могу посматрати као један еквивалентан дипол (56).

Присуство једног интракранијалног дипола значи да ће један део поглавине бити најпозитивнији а други најнегативнији. Ако се поставе на та места на поглавини електроде ће регистровати максимуме ЕЕГ амплитуде. Електроде на другим местима ће регистровати мању амплитуду. Распоред поља на поглавини може се користити на одређивање локализације једног еквивалентног дипола (56).

Анализа ЕЕГ образаца методом дипола корисна је за разликовање типичних од атипичних облика она у ствари тачније подражава карактер епилептогених извора (56).

2.5. МАТЕМАТИЧКЕ ОСНОВЕ СПЕКТРАЛНЕ АНАЛИЗЕ QEEG-a

За израчунавање фреквенце ЕЕГ записа користи се у квантитативној анализи Фуријеова трансформација. Термином дискретна Фуријеова трансформација назива се трансформација једног периода периодичне функције дискретног аргумента. Поставља се питање зашто се користе ове функције . У реалним проблемима функцијом се записује сигнал-било која физичка величина која се мења у времену, простору или по некој другој независној променљивој. Ако сигнал зависи од времена, његов график ће бити представљен у координатном систему време-амплитуда, где x -оса означава време, y -оса амплитуду, тј. вредност представљене физичке величине у датом временском тренутку. Међутим често се најважније информације крију у фреквенцијском садржају који је представљен фреквенцијским спектром сигнала. Фреквенција је повезана са брзином промене нечега, ако се нешто брзо мења кажемо да је високе фреквенце, а ако се мења споро онда је ниске. Фуријеовом трансформацијом се добија фреквенцијски садржај сигнала, тј. добија се репрезентација у координацијском систему фреквенција-амплитуда (77,78).

У медицини је познат ЕЕГ сигнал, који региструје електричну активност мозга. Класичан запис је у временском домену, али се све више користе компјутерски ЕЕГ рекордери, који могу да дају информацију и о фреквенцијском садржају сигнала и на основу којих се лакше уочавају неке патолошке промене.

У Фуријеовој репрезентацији није могуће локализовати, појаву неког хармоника у сложеној функцији, јер су тригонометријске функције различите од нуле на целој реалној правој (77,78).

Можемо закључити да Фуријеова трансформација даје спектрални садржај функције, али је њен недостатак што не даје информације када се у времену нека спектрална компонента појављује, а када нестаје. Стога је погодна за анализу стационарних функција, тј. оних чије спектралне компоненте неограничено трају. За анализу не стационарних функције Фуријеова трансформација је погодна само онда када нам је битан фреквенцијски садржај функције а не и дужина трајања (77,78).

2.6. КЛИНИЧКИ ЗНАЧАЈ КВАНТИТАТИВНЕ ЕЕГ АНАЛИЗЕ

Примена ове методе је усмерена пре свега на: откривање органицитета, дискриминантну анализу и анализу дипола код епилепсије.

Откривање органицитета

Код испитивања болесника стандарним ЕЕГ методом постављају се два основна питања: да ли постоје подаци за епилепсију и да ли постоје подаци за енцефалопатију фокалног или глобалног типа.

Основни задатак квантитативне ЕЕГ је да пронађе знаке фокалне или глобалне абнормалности која, уколико постоји, може да укаже на постојање органицитета што се постиже применом метода ван визуелне анализе као што су: анализа спектра, изазвани одговори дугих латенција и мапирање значајних вероватноћа.

Квантитативни ЕЕГ пружа значајну помоћ у откривању скривених енцефалопатских промена (термин енцефалопатија односи се на превелико успоравање ЕЕГ активности, смањење амплитуда и сл.). Мађутим, широко је прихваћено да се клинички значај и разликовање нормалних варијанти од патолошких шиљака одређује исправно једино визуелном анализом (32,33). Такође, спектална анализа без визуелне анализе посебно полиграфских снимака може да доведе до погрешних закључака (91).

Дијагнозе код којих квантитативна ЕЕГ може да помогне су: епилепсија, васкуларна оболења мозга, поремећаји учења, поремећаји пажње, повреде главе и главобоље. Код епилепсије спектрална анализа и евоцирани потренцијали могу бити од користи код откривања фокалних абнормалности (18, 34, 49, 50, 51, 61, 68). Квантитативна анализа спектралног садржаја основне активности ЕЕГ-а може бити код исхемијске болести мозга абнормална, док КТ преглед не открива посебне промене (3, 63, 64, 68, 69). Такође, спектрална анализа користи се код каротидне ендартеректомије (3, 9).

Дискриминантна анализа - мапе значајне вероватноће

Мапе значајне вероватноће, које је детаљно описао Duffy (19), приказују просторни распоред садржаја спектралних компоненти код одређеног клиничког ентитета (38,39,40). Међутим, показало се да је неопходно одредити када су оне ненормалне у односу на животно доба. То значи да су неопходни нормативни подаци за сваки узраст, а преко сет скорова могу се одредити одступања ЕЕГа појединца од нормативне базе података (у јединицама стандардне девијације зед скорова). Ова метода са зет скоровима, иако прво примењена за квантитативни ЕЕГ (19,21), примењује се и код метода осликавања.

Мапе значајних вероватноћа и психијатријски поремећаји и оболења: униполарне депресије у односу на биполарну, шизофренија у односу на афективне поремећаје, алкохоличари у односу на нормалне

Мапе значајних вероватноћа и неуролошки поремећаји и оболења: деменција у односу на депресију, умерено тешке затворене повреде главе у односу на нормалне поремећај читања у односу на нормалне.

Анализа дипола

Неке лабораторије не примењују мапирање нити евоциране потенцијале, него израчунавају из сирових података полазиште електричних дипола код епилептичног фокуса

Начин израчунавања дипола обавља се на следећи начин: изаберу се шилци односно оштри таласи њихове вредности се усредње и уводе у алгоритам који приказује на поједностављен начин положај дипола. Друга варијанта је да се положај дипола прикаже заједно са снимцима МР прегледа (22, 23, 93, 102, 109).

2.7. ГРЕШКЕ ПРИ КВАНТИТАТИВНОЈ ЕЕГ АНАЛИЗИ

Један од начина да се клинички квантитативни ЕЕГ учини више применљивим и избегну статистички лажно позитивни резултати јесте понављање испитивања онолико пута колико је потребно и да се као клинички значајни прихвате само оне вредности које се показују сталним током свих покушаја (20, 21).

ЕЕГ са поглавине је, нажалост, готово увек оптерећен артефактима. Најчешћи нежељени сигнали су они од покрета очних јабучица и од мишића (66,30). Не мање значајни артефакти су они због избора неодговарајуће референтне електроде. Управо зато, клиничар који користи квантитативни ЕЕГ и дигитални ЕЕГ мора да буде упознат са свим опасностима примене референтне технике и да избегава погрешно закључивање засновано на активној референцији (56, 57). Саветује се да се користи више монтажа методом реформатирања: прво биполарно (нпр. по једна уздужна и кружна, најбоље као комбиноване у “двострукој банаана“ монтажи и друга попречна) као и према различитим референцама: а) према заједничким ушним електродама као референтном електродом или б) према средњој вредности потенцијала као референтној вредности.

Грешке у примени дискриминативне анализе настају ако је примењују неiskusни и необучени корисници (56). Основни недостатак дискриминаната јесте што их нема довољно.

Нормални налази могу да буду проглашени за абнормалне када се упореде са контролном групом. Да би се то избегло, неопходно је да корисник базе података одреди следеће: колики је број особа у бази података, ранг старости особа, критеријуме избора особа, критеријуме одбацивања особа из анализе – према подацима из историје болести и предузетих испитивања, да ли су сви подаци добијени са истих уређаја које употребљава лабораторија, да ли су примењене статистичке корекције које омогућују параметарске тестове, да ли су подаци групе испитаника доступни за сва стања и типове података, да ли је проверавана ваљаност базе података.

Добро сачињена база података која издржи проверу ових тестова неопходна је за успешну примену квантитативног ЕЕГа.

Спектрална анализа није осетљивија од визуелне.

Визуелна анализа је успешнија у препознавању краткотрајних промена фреквенцијског садржаја у основној активности или пароксизме успорења основне активности, које се у квантитативној анализи не издвајају као посебан податак јер се квантитативни ЕЕГ обично израчунава из 60 секунди сигнала. То значи, да кратке промене у фреквенцијском садржају имају мали учинак на крајње вредности анализе као и асиметрије. За fine и ретке асиметрије, класичан ЕЕГ може да буде од веће користи него стандардна анализа спектра.

Неколико аутора показало је да је анализа спектра има додатну вредност која се надовезује на визуелну анализу у односу на класификацију различитих клиничких група пацијената (39), на разликовање пресенилне од мултиинфарктне деменције (47,48) и на разликовање благих деменција од нормалних .

Да би се постигла објективност из ових мерења (112), неопходно је:

- 1) да се ЕЕГ прво процени визуелном анализом, да се, затим
- 2) квантификују статистичке мере пароксизмалних догађаја, асиметрија и кохеренци и да се
- 3) упореде добијени резултати са добро сачињеним нормативним базама података.

Тумачи програма за анализу дипола очекивали су више од њих, али је познато да потенцијали са скалпа не могу увек да пруже поуздане податке. Претпоставке да би и ова анализа била успешна су да је извор потенцијала стабилан у времену и простору.

Садржај појединачних сигнала који учествују у настанку сложеног ЕЕГ сигнала (амплитуда сваке од могућих синусоидних компоненти, њихова снага и фазни однос) израчунава се математичким путем помоћу брзе Фуријеове трансформације (FFT). Распоред појединих фреквенција на поглавини приказује се мапирањем, у којима се места ван добијених резултата мерења допуњују интерполацијом било линеарном, квадратном, сплајн или неком другом, а вредности јачине исказују различитим нивоима сивог или бојама.

2.8. ИНТЕРАКЦИЈА МОБИЛНИХ ТЕЛЕФОНА И ЕЕГ—а

Мобилни телефони (МТ) се интензивно користе а ипак се тако мало зна о ефектима које могу имати на физиолошке процесе код људи. Било је контрадикторних извештаја по питању односа између коришћења МТ и електроенцефалограма (ЕЕГ). Многе студија сугерише да до оваквих контрадикторности може доћи услед методолошких разлика, као што је трајање изложености, начина анализирања добијених резултата с обзиром да се ради о фином променама. С тога се с разлогом постављало питање зашто у сличним студијама долази до различитог тумачења резултата и дошло се до неких општих претпоставки да су налази од малог значаја ако се добијају као резултат краћег излагања нпр. 3.5 минута (87); 3 минута (27); 5 мин (100) или слабијих анализа (нпр. спектрална анализа, 87, 36). Затим, потешкоћа свих анализа је у томе да се повећавањем времена излагања такође повећава варијабилност услед нормалних промена код саме особе током експеримента. На пример, алфа активност (отприлике 8-12 Hz) је осетљива на промене у будности (пажњи), тако да ако се будност испитаника мења током експеримента, мењаће се и алфа активност, али с тим и грешка у одступањима и вероватноће откривања алфа промена које се везују за МТ- е.

Rodney J. Croft RJ и сарадници (14, 86) су спровели студију која је тестирала горе наведену хипотезу процењујући ефекат изложености активном МТ-у на ЕЕГ у зависности од трајања излагања, као и статистички контролишући временске разлике између МТ и контролних услова. Како би се то постигло, тестирало се да ли долази до ЕЕГ промена током времена у оквиру једнослепих услова било изложености активном (али нечујном) МТ, односно у истом периоду без излагања МТ. Добијени резултати били су на ЕЕГ-у у фази мировања (особа седи опуштена отворених очију) и ране фазно синхронизоване нервне реакције на аудитивни стимулус. Ове мере су изабране јер се сматра да на њих МТ-и не утичу (24, 42) па на тај начин представљају добру проверу хипотезе да коришћење МТ уопштено утиче на ЕЕГ. Захтевано је од испитаника да очи држе отворене приликом ЕЕГ-а у фази мировања како би их одржали релативно будним, јер поспаност може да

утиче на опсег "алфа" активности, а такво одступање би смањило шансе за откривање промена у алфа опсегу које се везују за МТ-е. Даље, да би се помогло у откривању значења промена ЕЕГ које се везују за МТ-е, праћени су резултати перформанси (време реакције) и психичког стања (колико је 'активирана' особа била).

Излагање МТ-има најчешће мења ЕЕГ у стању мировања, смањујући 1-4 Hz активност (предео оне хемисфере на којој је био активан МТ), и повећавајући 8-12 Hz активност у зависности од дужине излагања (средишња постериорна регија). Излагање МТ-има такође мења ране фазно-синхронизоване неуронске реакције, временом спречавајући нормално успоравање реакције 4-8 Hz опсега, а глобално и у зависности од времена смањујући реакцију у 12-30 Hz опсегу, и повећавајући средишње фронталне и бочне постериорне реакције у 30-45 Hz опсегу. У свим сличним студијама дошло се до општег закључка да активни МТ-и утичу на функцију нервних ћелија код људи и то у зависности од дужине излагања.

Показано је да изложеност активним МТ-има утиче на ЕЕГ у фази мировања тако што изложеност МТ-има повећава алфа а смањује делта активност десне хемисфере (36, 46, 81.) Reiser и др. (81) и Nietanen и сар. (36) су анализирали независно сваки предео који не може да максимизира сигнал-шум однос а такође чини тумачење тешким . Mann и Roschke (55), Wagner и сар. (104) објављују податак да је алфа опсег под утицајем излагања активним МТ-има, с тим да је фазно синхронизована неуронска реакција у задатку дискриминације при регистровању евоцираних потенцијала такође под утицајем излагања МТ-а, са глобалном редукијом бета реакције, слабљењем нормалне редукије тета реакције, и са повећањем гама реакције на средњим фронталним и бочним постериорним пределима. Сличне податке износи и Freude и сар. (27) у том смислу да су фазно-синхронизоване реакције под утицајем излагања активним МТ-има.

Три од неуронских промена које се везују за МТ-е виђене су као функција времена, са линеарним повећањем алфа активности у фази мировања, експоненцијалним опадањем фазно-синхронизоване бета реакције и нормалним смањењем током времена фазно-синхронизоване тета реакције која слаби у зависности од дужине излагања. Многе студије су управо на тај начин пратиле ток

експерименталног третмана и пружили валидацију њиховог односа са излагањем МТ-има. То што је знатан део ефеката који се повезују са МТ-има повезан са временом сугерише да неки аспект ефекта телефона није последица директног утицаја на ЕЕГ, већ представља измену нервне функције која је потврђена на ЕЕГ-у (тј. снага МТ-а није варијала током времена, док је ЕЕГ реакција то чинила). Разлог за ову не-линеарну нервну реакцију се може утврдити квантитативним мерама анализе ЕЕГ-а. Може бити да је, на пример, изложеност пореметила функцију, а да је при том дуже излагање доводило до мањих функционалних суздржавања, али алтернативно може представљати и кумулативно повећање функције, можда услед акумулације топлоте у неуронима (76). Тако делта промена која не зависи од времена може представљати релативно директну реакцију на телефон, док алфа промена која се повећава током времена може представљати мање директну реакцију на телефон. Без обзира на објашњење, ова последња нелинеарна реакција нуди разрешавање недоследности у литератури. Односно, студије које користе краће време излагања имају тенденцију да не открију промене које се везују са МТ, док оне које користе веће време излагања откривају исте, а то може бити само резултат дужег времена излагања које омогућава довољно времена за приметне неуронске промене.

Од посебног значаја за тумачење ових налаза је да су пронађени односи између ЕЕГ промена које су везане за МТ-е и психолошких / бихејвиоралних мера. Ово сугерише да неуронска реакција на излагање активним МТ-има може бити вишедимензионална (вероватно са оперативним компензаторним механизмима), и може помоћи да се објасни зашто су бихејвиорални ефекти излагања активним МТ-има били тешко идентификовани (76).

Слично је и са испитивањем општег ефекта МТ-а по питању реакционог времена, фазно-синхронизовани бета пораст који се повезује за МТ-е доводи до бржег реакционог времена, што опет може сугерисати вишеструке нервне реакције на телефон.

Важно је напоменути да каузални механизам ЕЕГ промена које се повезују са МТ-има није утврђен у ниједној до сад објављеној студији. Сви публиковани резултати можда су последица ЕМП-а телефона који делује директно на ЕЕГ

генераторе, а можда су и последица опште реакције на оно што се може "тумачити" као стресор, или чак могу представљати резултата компензаторних механизма за сада непозанте патофизиолошке основе. Међутим, да су се неке од промена догодиле у зависности од времена излагања сугерише да се све добијене информације морају суфистицираније обрађивати и захтева употребу статистичко-математичких метода обраде јер електроенцефалографија у стандардном облику пружа увид у функционално стање мозга, а не поставља дијагнозу. Различита патолошка стања (нпр. исхемијска болест мозга, крвављење у мозгу, експанзивне лезије, паразитна и инфекцијска оболења) могу дати једнак налаз: повећање снаге спорих фреквенција и смањење брзих.

2.9. ИНТЕРАКЦИЈА МОБИЛНИХ ТЕЛЕФОНА И ЉУДСКОГ ОРГАНИЗМА

У току су опширне расправе у вези са утицајем мобилних телефона на кориснике, а нарочито у вези са специфичном стопом апсорпције. У тим расправама често се дају уопштене узјаве о различитим типовима антена или конфигурација мобилних телефона. Са применом бенчмарк теста мобилних телефона, могуће је доказати да ли је заиста очигледно да једна категорија нуди боље карактеристике у погледу интеракције са корисником (мања стопа апсорпције ЕМ таласа у ткиво главе) у поређењу са осталим категоријама. Ради објективног поређења утицаја различитих мобилних телефона на кориснике, обично се врши корелација између SAR (специфични степен апсорпције) вредности и снаге зрачења мобилних телефона (16).

Да би се консолидовали резултати добијени из бенчмарк теста и детаљније анализирао спрега између мобилног телефона и главе корисника извршене су нумеричке симулације. Код анализе нумеричког испитивања утицаја на кориснике може се уочити велика разлика у резултатима који су добијени испитивањем групе мобилних телефона у погледу SAR и снаге зрачења у присуству корисника који се могу наћи на тржишту. Из добијених резултата тешко је открити предности и

недостатке за сваку конкретну антену која се користи код различитих телефона (16).

Нумеричким симулацијама је показано да вредност SAR у глави корисника не зависи само од врсте антене која се користи, већ и од конфигурације мобилних телефона. Ово је најзначајнији параметар код опсега фреквенција фреквенција GSM 900. Коришћењем истог основног модела мобилног телефона може се открити да нема знатне разлике у погледу SAR ако се користи спољна или унутрашња антена за опсег фреквенција GSM 900 (16).

Код анализе резултата за опсег фреквенција GSM 1800, долази до другачијег закључка. У том случају интегрисане антене показују знатно боље резултате у погледу SAR у поређењу са хеликоидним антенама (103, 71, 16).

Из аспекта биолошког дејства значајно је што се код дигиталне телефоније обавља импулсна модулација. Наиме ту се говор преноси преко сигнала који модулишу у облик импулса одређеног трајања у виду пакета говорних информација. Фреквенција тих пакета у мобилној телефонији је 217 Hz, а познато је да људски мозак, ради на фреквенцијама од 50 Hz (16).

Цело време док није активиран предајник мобилног телефона, људски мозак је обављао све функције које су му природно одређене. У тренутку активирања предајника мобилног телефона, највиталнији делови мозга наћи ће се у јаком РФ/МТ пољу које му је споља наметнуто, а за које нема разрађен природни одбрамбени механизам (16).

РФ/МТ таласи из антене, као и сами струјни кругови на штампаној плочи мобилног телефона, стварају конкуретну енергију у непосредној близини мозга, која може ометати ритам можданих таласа, као и процесе који се одвијају посредством неуронских акционих потенцијала у самом мозгу (16).

У непосредној близини мобилног телефона, независно од типа антене, постоји карактеристично електромагнетно зрачење са доминантним утицајем „блиске зоне зрачења“ а посебно њеног реактивног дела. У блиској зони зрачења делује електромагнетно поље које се одликује највећом густином снаге израчене из предајника (16).

3.0 ЦИЉ РАДА

Главни циљ овог истраживања је утврдити ефекат високофреквентног електромагнетног зрачења које емитује мобилни телефон на биоелектричну активност мозга регистровану електроенцефалограмом.

Конкретизовано, а у складу са главним циљем, појединачни циљеви овог истраживања су:

1. да се процени да ли се под утицајем високофреквентног електромагнетног поља емитованог од стране активног мобилног телефона мења амплитуда ЕЕГ таласа и то:
 - 1а. проценат времена таласа,
 - 1б. средња амплитуда и
 - 1ц. континуитет таласа
2. да се процени да ли се под утицајем високофреквентног електромагнетног поља емитованог од стране активног мобилног телефона мења фреквенција ЕЕГ таласа
3. да се процени да ли под утицајем високофреквентног електромагнетног поља долази до значајније варијабилности спектралне густине фреквенција ЕЕГ таласа одређујући густину снаге помоћу брзог Фуриер трансформатора (ФФТ).
4. проценити ЕЕГ топографијом да ли под утицајем високофреквентног електромагнетног поља долази до значајније промене нормалне ЕЕГ активности и пратити ток такве промене

4.0. МАТЕРИЈАЛ И МЕТОД

Истраживање је дизајнирано по типу проспективне студије и спроведено је на Клиници за Неурологију КЦ Ниш.

4.1. Субјекти у истраживању

У истраживању је обухваћено 60 испитаника (30 особа мушког пола и 30 особа женског пола). Испитаници су били узраста између 20 и 30 године. Сви испитаници су без било каквог неуролошког или психијатријског обољења и без употребе било каквих лекова или психоактивних супстанци најмање у периоду од месец дана пре почетка снимања. Уношење алкохола и кофеина ће било забрањено у периоду од 4 дана пре ЕЕГ снимања до самог снимања. Испитаници су сами себи контролна група, односно анализирао се ЕЕГ пре излагања електромагнетном зрачењу са оним ЕЕГ-ом после излагања истом.

4.2. Поступак истраживања

По доласку у лабораторију, испитаници су дали демографске податке и одговорити на лична питања, затим повезани на ЕЕГ апарат и били смештени у кабину за снимање.

Експерименталне етапе одвијане су у звучно-изолованој електрофизиолошкој лабораторији Клинике за Неурологију КЦ Ниш. У свим случајевима, испитивање се вршило ујутру, између 9 и 12 часова. Сваком испитанику су урађена два узастопна ЕЕГ снимања у трајању од по око 20 минута, прекинута паузом од око 5 минута. Прво ЕЕГ снимање је било у мировању без употребе генератора електромагнетног поља а после паузе од око 3 мин поновило се ЕЕГ снимање али сада током употребе мобилног телефона у трајању од 10 мин на једном уву, потом

начињена пауза од око 2 мин и снимање поновљено са употребом мобилног телефона на супротном уву такође у трајању од 10 мин.

4.3. Метеријал

За генерисање високофреквентног електромагнетног поља користио се стандардни мобилни телефон као пријемник за генерисање ЕМП (око 900 МХз ЕМП, 217 Хз брзина пулса, 0,577 μ s ширина пулса; процењена просечна снага 3-4 мW; реалне емисије током експеримента ниће бити мерене), интензитет је скоро 20 пута мањи од дозвољеног ограничења . Постављен је око 2 цм радијално од главе испитаника, на пола пута између Oz и Pz електроде.

4.4 Протокол испитивања

Протокол је обухватио следеће елементе:

1. Општи део протокола
2. Неуролошки и психијатријски протокол
3. ЦТ протокол
4. ЕЕГ протокол

Општи део протокола обухвата демографске податке (пол, старост, брачно стање, едукација, латерализација коришћења руке)

Неуропсихијатријски протокол обухвата комплетан неуролошки и психијатријски преглед у сврху елиминисања неуролошког или психијатријског обољења.

ЦТ протокол: за све пацијенте у овој студији коришћен је стандардизовани протокол ЦТ снимања ендокранијума са могућности детекције патолошких процеса мозга с обзиром да у студији укључени испитаници без било каквог обољења ЦНС-а. Пацијенти код којих је ЦТ ендокранијума урађен у периоду од 12 месеци пре

почетка студије, а протокол снимања је био адекватан нису поново подвргавани снимању.

ЕЕГ протокол: ЕЕГ снимци су обављени код испитаника у лежећем положају, у стању опуштене али алертне будности, са затвореним очима. Монополарне ЕЕГ деривације су измерене са Ag / AgCL површинским електродама које су фиксиране у складу са међународним 10-20 системом. Импедансе електрода биле су испод 5 Кома-а. Артефакти настали услед покрета очију или тела аутоматски ће бити елиминисани одбацивањем оних етапа у којима је амплитуда једног од сигнала премашила претходно дефинисане прагове напона.

4.5. Статистичка обрада

Статистичка обрада прикупљених података је обављена рачунаром. База податак је прављена у програму Exell а за статистичку обраду коришћен програм MedCal. Од дескриптивних статистичких мера употребљена аритметичка средина са 95%-ним интервалом поверења, стандардна девијација, минимална и максимална вредност.

Статистичке процедуре за поређење група биле експлоративно дескриптивне (Студентов Т тест) и конфирмативне методе (анализа варијансе, т тест).

5.0. РЕЗУЛТАТИ РАДА

У истраживању је било укључено 60 испитаника (30 особа мушког и 30 особа женског пола). Праћени параметри су: амплитуда, фреквенција, спектрална густина и основна активност пре и после излагања активном мобилном телефону, на свакој страни експозиције посебни.

5.1. Добијени параметри амплитуда основне активности ЕЕГ-а

Табела 1. Средње вредности и варијабилитет амплитуде код мушкараца на десном уву пре и после излагања мобилном телефону

Таласи	Мерења	as	sd	med	min	max	p
Алфа	пре	13,9	3,4	12,7	9,8	21,0	0,088
	после	14,8	3,5	14,7	9,8	23,9	
Бета	пре	2,5	1,0	2,1	1,1	4,8	0,090
	после	2,2	0,9	2,1	0,7	4,1	
Тета	пре	1,4	0,6	1,1	0,5	2,9	0,098
	после	1,5	0,5	1,5	0,9	2,7	
Делта	пре	1,7	0,7	1,7	0,9	3,3	0,938
	после	1,7	0,8	1,7	0,3	3,8	

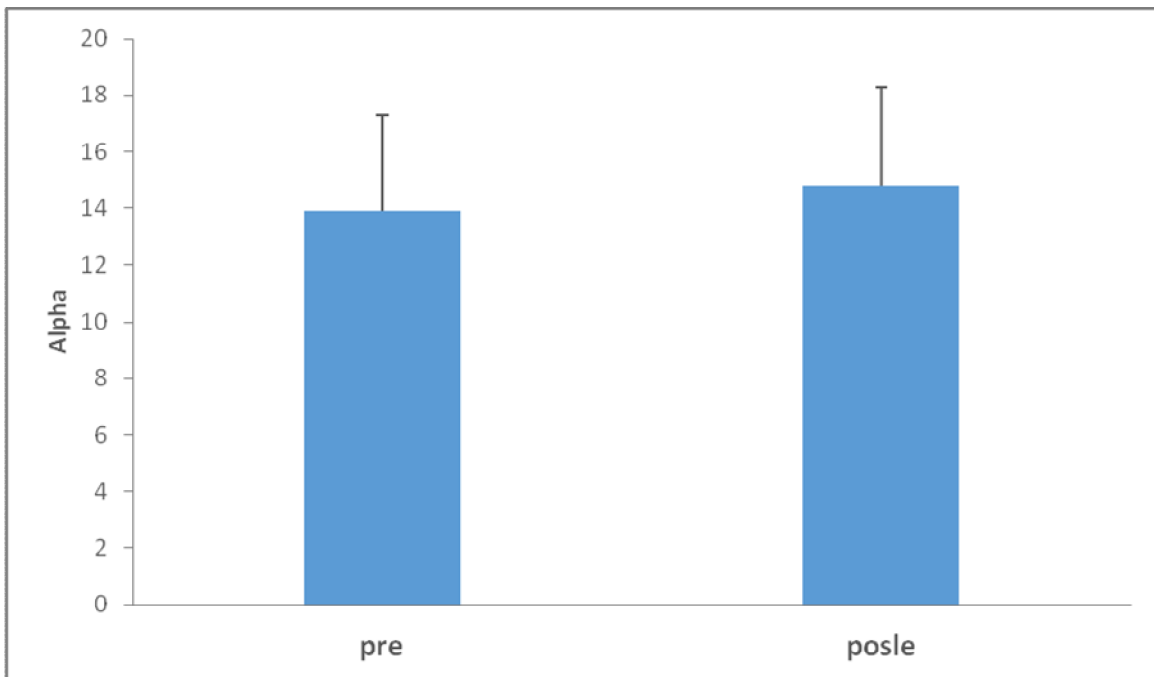
Аритметичка средина и стандардна девијација амплитуде Алфа таласа код мушкараца на десном уву пре износила је $13,9 \pm 3,4$, док је после износила $14,8 \pm 3,5$, што није статистички значајна разлика ($t=1,764$; $p=0,088$).

Аритметичка средина и стандардна девијација амплитуде Бета таласа код мушкараца на десном уву пре износила је $2,5 \pm 1,0$, док је после износила $2,2 \pm 0,9$, што није статистички значајна разлика ($t=1,754$; $p=0,090$).

Аритметичка средина и стандардна девијација амплитуде Тета таласа код мушкараца на десном уву пре износила је $1,4 \pm 0,6$, док је после износила $1,5 \pm 0,5$, што није статистички значајна разлика ($t=1,710$; $p=0,098$).

Аритметичка средина и стандардна девијација амплитуде Делта таласа код мушкараца на десном уву пре износила је $1,7 \pm 0,7$, док је после износила $1,7 \pm 0,8$, што није статистички значајна разлика ($t=0,078$; $p=0,938$).

Графикон 1. Средње вредности и варијабилитет амплитуде Алфа таласа код мушкараца на десном уву пре и после излагања мобилном телефону



Табела 2. Средње вредности и варијабилитет амлитуде код мушкараца на левом уву пре и после излагања мобилном телефону

Таласи	Мерење	as	sd	med	min	max	p
Алфа	пре	7,6	1,0	7,5	5,1	9,1	0,828
	после	7,5	0,9	7,6	4,5	9,0	
Бета	пре	1,9	0,8	1,9	1,0	4,8	0,850
	после	1,9	0,5	2,0	1,1	2,9	
Тета	пре	1,4	0,6	1,1	0,5	2,9	0,287
	после	1,3	0,6	1,1	0,4	2,8	
Делта	пре	1,3	0,6	1,2	0,6	3,0	0,666
	после	1,3	0,5	1,2	0,2	2,9	

Аритметичка средина и стандардна девијација амплитуде Алфа таласа код мушкараца на левом уву пре износила је $7,6 \pm 1,0$, док је после износила $7,5 \pm 0,9$, што није статистички значајна разлика ($t=0,220$; $p=0,828$).

Аритметичка средина и стандардна девијација амплитуде Бета таласа код мушкараца на левом уву пре износила је $1,9 \pm 0,8$, док је после износила $1,9 \pm 0,5$, што није статистички значајна разлика ($t=0,191$; $p=0,850$).

Аритметичка средина и стандардна девијација амплитуде Тета таласа код мушкараца на левом уву пре износила је $1,4 \pm 0,6$, док је после износила $1,3 \pm 0,6$, што није статистички значајна разлика ($t=1,085$; $p=0,287$).

Аритметичка средина и стандардна девијација амплитуде Делта таласа код мушкараца на левом уву пре износила је $1,3 \pm 0,6$, док је после износила $1,3 \pm 0,5$, што није статистички значајна разлика ($t=0,436$; $p=0,666$).

Табела 3. Средње вредности и варијабилитет амлитуде код жена на десном уву пре и после излагања мобилном телефону

Таласи	Мерења	as	sd	med	min	max	p
Алфа	пре	14,6	3,7	13,6	8,0	24,0	0,011
	после	15,7	3,9	14,0	11,8	27,8	
Бета	пре	2,4	0,8	2,3	0,9	4,1	0,405
	после	2,3	0,8	2,3	0,9	4,3	
Тета	пре	1,6	0,8	1,7	0,4	3,1	0,259
	после	1,8	0,6	1,9	0,6	2,9	
Делта	пре	1,7	0,7	1,7	0,3	3,1	0,058
	после	1,8	0,6	1,9	0,3	2,9	

Аритметичка средина и стандардна девијација амплитуде Алфа таласа код жена на десном уву пре износила је $14,6 \pm 3,7$, док је после износила $15,7 \pm 3,9$, што је статистички значајна разлика ($t=2,723$; $p=0,011$).

Аритметичка средина и стандардна девијација амплитуде Бета таласа код жена на десном уву пре износила је $2,4 \pm 0,8$, док је после износила $2,3 \pm 0,8$, што није статистички значајна разлика ($t=0,846$; $p=0,405$).

Аритметичка средина и стандардна девијација Тета таласа код жена на десном уву пре износила је $1,6 \pm 0,8$, док је после износила $1,8 \pm 0,6$, што није статистички значајна разлика ($t=1,151$; $p=0,259$).

Аритметичка средина и стандардна девијација амплитуде Делта таласа код жена на десном уву пре износила је $1,7 \pm 0,7$, док је после износила $1,8 \pm 0,6$, што није статистички значајна разлика ($t=1,975$; $p=0,058$).

Табела 4. Средње вредности и варијабилитет амплитуде код жена на левом уву пре и после излагања мобилном телефону

Таласи	Мерење	as	sd	med	min	max	p
Алфа	пре	7,2	0,7	7,1	5,1	8,8	0,416
	после	7,1	0,5	7,1	5,9	8,0	
Бета	пре	1,6	0,5	1,6	0,9	2,4	0,107
	после	1,5	0,5	1,6	0,8	2,6	
Тета	пре	1,4	0,6	1,2	0,3	2,9	0,442
	после	1,4	0,5	1,3	0,4	2,7	
Делта	пре	1,3	0,5	1,1	0,4	2,4	0,274
	после	1,4	0,4	1,2	0,8	2,1	

Аритметичка средина и стандардна девијација амплитуде Алфа таласа код жена на левом уву пре износила је $7,2 \pm 0,7$, док је после износила $7,1 \pm 0,5$, што није статистички значајна разлика ($t=0,825$; $p=0,416$).

Аритметичка средина и стандардна девијација амплитуде Бета таласа код жена на левом уву пре износила је $1,6 \pm 0,5$, док је после износила $1,5 \pm 0,5$, што није статистички значајна разлика ($t=1,664$; $p=0,107$).

Аритметичка средина и стандардна девијација амплитуде Тета таласа код жена на левом уву пре износила је $1,4 \pm 0,6$, док је после износила $1,4 \pm 0,5$, што није статистички значајна разлика ($t=0,779$; $p=0,442$).

Аритметичка средина и стандардна девијација амплитуде Делта таласа код жена на левом уву пре износила је $1,3 \pm 0,5$, док је после износила $1,4 \pm 0,4$, што није статистички значајна разлика ($t=1,115$; $p=0,274$).

5.2. Добијени параметри фреквенције ЕЕГ-а

Табела 5. Средње вредности и варијабилитет фреквенције код мушкараца на десном уву пре и после излагања мобилном телефону

Таласи	Мерење	as	sd	med	min	max	p
Алфа	пре	11,1	1,2	11,0	8,7	13,8	0,138
	после	11,4	1,5	11,1	8,7	14,0	
Бета	пре	20,8	4,4	20,2	15,6	31,3	0,159
	после	22,3	6,1	20,8	14,6	33,6	
Тета	пре	5,7	1,0	5,7	4,1	7,6	0,825
	после	5,6	1,1	5,5	4,1	7,8	
Делта	пре	2,6	0,8	2,2	1,0	3,9	0,695
	после	2,5	0,8	2,6	1,1	3,9	

Аритметичка средина и стандардна девијација фреквенције Алфа таласа код мушкараца на десном уву пре износила је $11,1 \pm 1,2$, док је после износила $11,4 \pm 1,5$, што није статистички значајна разлика ($t=1,524$; $p=0,138$).

Аритметичка средина и стандардна девијација фреквенције Бета таласа код мушкараца на десном уву пре износила је $20,8 \pm 4,4$, док је после износила $22,3 \pm 6,1$, што није статистички значајна разлика ($t=1,445$; $p=0,159$).

Аритметичка средина и стандардна девијација фреквенције Тета таласа код мушкараца на десном уву пре износила је $5,7 \pm 1,0$, док је после износила $5,6 \pm 1,1$, што није статистички значајна разлика ($t=0,223$; $p=0,825$).

Аритметичка средина и стандардна девијација фреквенције Делта таласа код мушкараца на десном уву пре износила је $2,6 \pm 0,8$, док је после износила $2,5 \pm 0,8$, што није статистички значајна разлика ($t=0,397$; $p=0,695$).

Табела 6. Средње вредности и варијабилитет фреквенције код мушкараца на левом уву пре и после излагања мобилном телефону

Таласи	Мерење	as	sd	med	min	max	p
Алфа	пре	10,7	1,2	10,4	8,8	13,1	0,797
	после	10,8	1,3	10,6	8,8	13,8	
Бета	пре	19,9	3,8	19,8	15,5	30,1	0,873
	после	19,9	3,5	19,0	15,7	29,9	
Тета	пре	5,7	1,2	5,8	4,1	7,9	0,524
	после	5,9	1,2	5,8	4,1	7,9	
Делта	пре	2,7	0,7	2,3	1,1	3,9	0,737
	после	2,7	0,7	2,7	1,8	3,9	

Аритметичка средина и стандардна девијација фреквенције Алфа таласа код мушкараца на левом уву пре износила је $10,7 \pm 1,2$, док је после износила $10,8 \pm 1,3$, што није статистички значајна разлика ($t=0,260$; $p=0,797$).

Аритметичка средина и стандардна девијација фреквенције Бета таласа код мушкараца на левом уву пре износила је $19,3 \pm 3,8$, док је после износила $19,9 \pm 3,5$, што није статистички значајна разлика ($t=0,161$; $p=0,873$).

Аритметичка средина и стандардна девијација фреквенције Тета таласа код мушкараца на левом уву пре износила је $5,7 \pm 1,2$, док је после износила $5,9 \pm 1,2$, што није статистички значајна разлика ($t=0,644$; $p=0,524$).

Аритметичка средина и стандардна девијација фреквенције Делта таласа код мушкараца на левом уву пре износила је $2,7 \pm 0,7$, док је после износила $2,7 \pm 0,7$, што није статистички значајна разлика ($t=0,339$; $p=0,737$).

Табела 7. Средње вредности и варијабилитет фреквенције код жена на десном уву пре и после излагања мобилном телефону

Таласи	Мерење	as	sd	med	min	max	p
Алфа	пре	10,9	1,3	11,0	8,8	13,1	0,225
	после	11,3	1,5	11,2	8,7	13,6	
Бета	пре	20,8	4,4	19,5	14,9	31,9	0,808
	после	20,6	4,8	19,8	14,9	31,8	
Тета	пре	6,0	1,0	6,0	4,0	7,8	0,026
	после	6,3	0,9	6,3	5,0	7,8	
Делта	пре	3,1	0,6	3,1	2,0	3,9	0,931
	после	3,1	0,7	3,2	1,1	3,9	

Аритметичка средина и стандардна девијација фреквенције Алфа таласа код жена на десном уву пре износила је $10,9 \pm 1,3$, док је после износила $11,3 \pm 1,5$, што није статистички значајна разлика ($t=1,240$; $p=0,225$).

Аритметичка средина и стандардна девијација фреквенције Бета таласа код жена на десном уву пре износила је $20,8 \pm 4,4$, док је после износила $20,6 \pm 4,8$, што није статистички значајна разлика ($t=0,245$; $p=0,808$).

Аритметичка средина и стандардна девијација фреквенције Тета таласа код жена на десном уву пре износила је $6,0 \pm 1,0$, док је после износила $6,3 \pm 0,9$, што је статистички значајна разлика ($t=2,347$; $p=0,026$).

Аритметичка средина и стандардна девијација фреквенције Делта таласа код жена на десном уву пре износила је $3,1 \pm 0,6$, док је после износила $3,1 \pm 0,7$, што није статистички значајна разлика ($t=0,087$; $p=0,931$).

Табела 8. Средње вредности и варијабилитет фреквенције код жена на левом уву пре и после излагања мобилном телефону

Таласи	Мерење	as	sd	med	min	max	p
Алфа	пре	11,3	1,2	11,4	8,9	13,5	0,820
	после	11,4	1,6	11,0	8,9	13,9	
Бета	пре	19,9	3,8	19,8	15,5	30,1	0,852
	после	19,9	3,5	19,0	15,7	29,9	
Тета	пре	6,4	1,1	6,7	4,1	7,9	0,013
	после	5,7	1,2	5,7	4,1	7,8	
Делта	пре	2,6	0,7	2,4	1,1	3,9	0,880
	после	2,6	0,7	2,8	1,1	3,9	

Аритметичка средина и стандардна девијација фреквенције Алфа таласа код жена на левом уву пре износила је $11,3 \pm 1,2$, док је после износила $11,4 \pm 1,6$, што није статистички значајна разлика ($t=0,230$; $p=0,820$).

Аритметичка средина и стандардна девијација фреквенције фреквенције Бета таласа код жена на левом уву пре износила је $19,9 \pm 3,8$, док је после износила $19,9 \pm 3,5$, што није статистички значајна разлика ($t=0,188$; $p=0,852$).

Аритметичка средина и стандардна девијација Тета таласа код жена на левом уву пре износила је $6,4 \pm 1,1$, док је после износила $5,7 \pm 1,2$, што је статистички значајна разлика ($t=2,637$; $p=0,013$).

Аритметичка средина и стандардна девијација Делта таласа код жена на левом уву пре износила је $2,6 \pm 0,7$, док је после износила $2,6 \pm 0,7$, што није статистички значајна разлика ($t=0,152$; $p=0,880$).

5.3 Континуитет основне активности

Континуитет основне активности под утицајем мобилног телефона мењао се у односу на период пре излагања мобилним телефоном и та на оној страни на којој је био постављен мобилни телефон али без статистички значаје разлике $T > 0.05$ (Табела 9, 10, 11, 12).

Табела 9. Утицај мобилног телефона на континуитет основне активности на десној страни код особа мушког пола

Основна активност	Пре излагања МТ %	После излагања МТ %
Амплитуда основног ритма	89,3	89,1
Фреквенција основног ритма	70,2	66
Реактивност на оптичку блокаду	98,1	91
Хипервентилација	79,8	60
Фотостимулација	79,3	80

Табела 10. Утицај мобилног телефона на континуитет основне активности на левој страни код особа мушког пола

Основна активност	Пре излагања МТ %	После излагања МТ %
Амплитуда основног ритма	88	89
Фреквенција основног ритма	76	70
Реактивност на оптичку блокаду	98,1	86
Хипервентилација	79,8	60
Фотостимулација	79,3	80

Табела 11. Утицај мобилног телефона на континуитет основне активности на десној страни код особа женског пола

Основна активност	Пре излагања МТ	После излагања МТ
	%	%
Амплитуда основног ритма	91	86
Фреквенција основног ритма	76	61
Реактивност на оптичку блокаду	93	92
Хипервентилација	90	80
Фотостимулација	78	80

Табела 12. Утицај мобилног телефона на континуитет основне активности на левој страни код особа мушког пола

Основна активност	Пре излагања МТ	После излагања МТ
	%	%
Амплитуда основног ритма	82	83
Фреквенција основног ритма	79	72
Реактивност на оптичку блокаду	98,1	91
Хипервентилација	79,8	60
Фотостимулација	79,3	80

5.4. Спектрална густина фреквенција

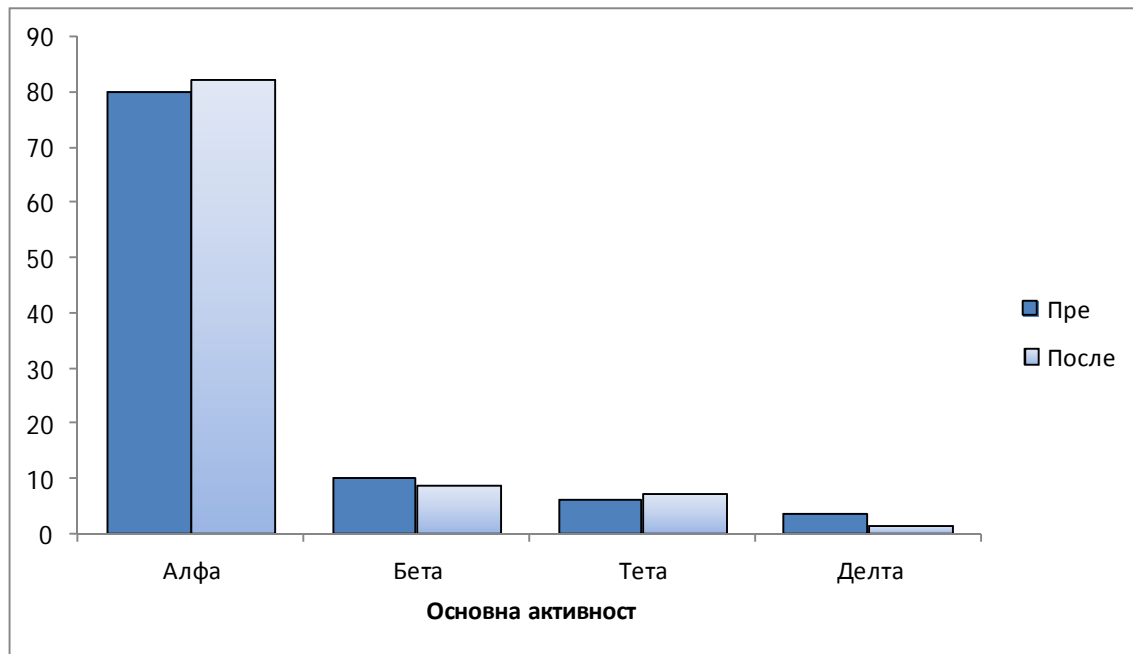
Спектрална густина фреквенције се и код особа мушког и код особа женског пола мењала на страни на којој је деловао мобилни телефон и то пре свега повећавајући алфа и повећавајући тета активност после дејства мобилног телефона (Табела 13, 14, 15, 16).

Табела 13. Спектрална густина фреквенције ЕЕГ-а код особа мушког пола пре и после излагања мобилним телефоном на десној хемисфери

Основна активност	Пре излагања МТ	После излагања МТ
Алфа ритам	80%	82,3%
Бета ритам	10,2%	8,9%
Тета ритам	6,1%	7,4%
Делта ритам	3,7%	1,7%

При анализи спектралне фреквенције код особа мушког пола долази до повећања јачине спектралне фреквенције Алфа ритма после излагања мобилном телефону као и повећање спектра спорије Тета активности (Табела 13, Графикон 2)

Графикон 2. Спектрална густина фреквенције ЕЕГ-а код особа мушког пола пре и после излагања мобилним телефоном на десној хемисфери

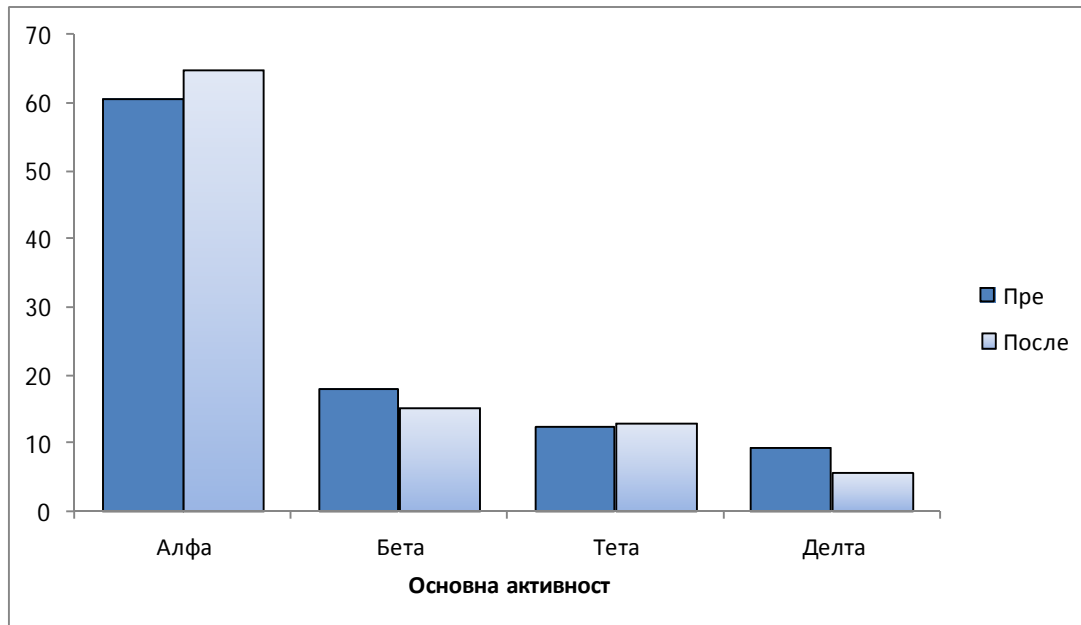


Табела 14. Спектрална густина фреквенције ЕЕГ-а код особа мушког пола пре и после излагања мобилним телефоном на левој хемисфери

Основна активност	Пре излагања МТ	После излагања МТ
Алфа ритам	60,5%	65%
Бета ритам	17,9%	15,1%
Тета ритам	12,3%	13%
Делта ритам	9,3%	5,6 %

Сличне резултате као и при излагању десне стране мобилном телефону добијају се и на левој страни, појачање спектра Алфа активности и повећање спорије Тета активности (Табела 14, Графикон 3).

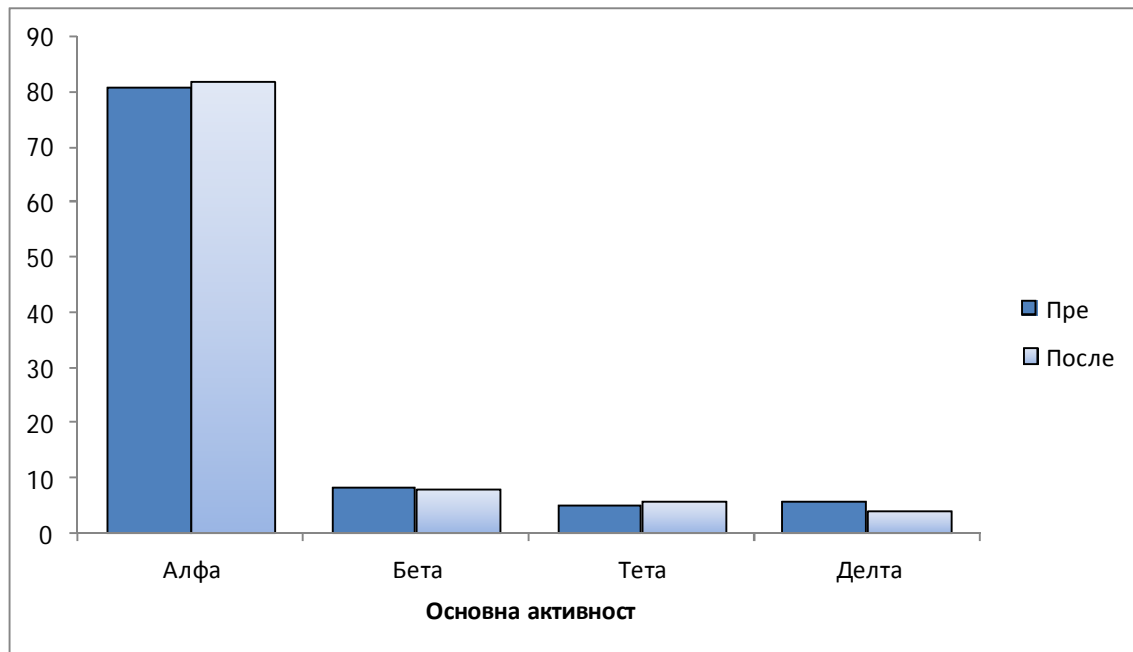
Графикон 3. Спектрална густина фреквенције ЕЕГ-а код особа мушког пола пре и после излагања мобилним телефоном на левој хемисфери



Табела 15. Спектрална густина фреквенције ЕЕГ-а код особа женског пола пре и после излагања мобилним телефоном на десној хемисфери

Основна активност	Пре излагања МТ	После излагања МТ
Алфа ритам	80,9%	82,1%
Бета ритам	8,4%	8,0%
Тета ритам	5,1%	5,9%
Делта ритам	5,6%	4%

Графикон 4. Спектрална густина фреквенције ЕЕГ-а код особа женског пола пре и после излагања мобилним телефона на десној хемисфери

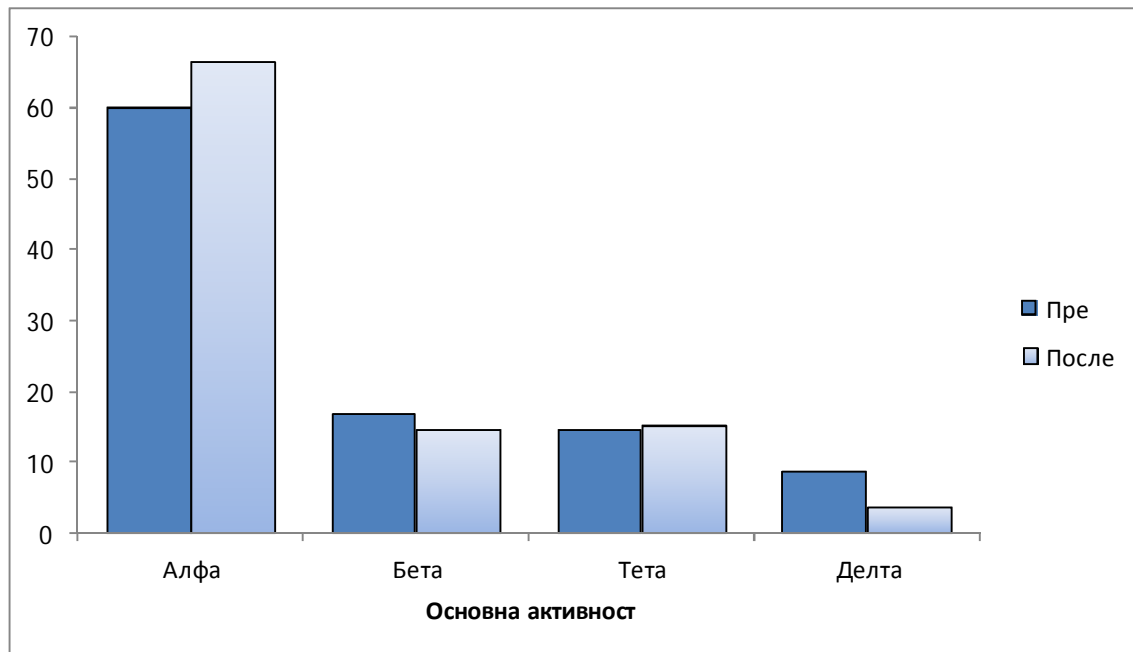


Табела 16. Спектрална густина фреквенције ЕЕГ-а код особа женског пола пре и после излагања мобилним телефона на левој хемисфери

Основна активност	Пре излагања МТ	После излагања МТ
Алфа ритам	60,1%	66,6%
Бета ритам	16,9%	14,7%
Тета ритам	14,4%	15,1%
Делта ритам	8,6%	3,6%

Сличне резултате као и код особа мушког пола добијени су и код жена. Без обзира на страну експозиције долази до појачања спектра фреквенција Алфа и Тета таласа а смањења густине спектра Бета ритма (Табела 15,16, Графикон 4,5).

Графикон 5. Спектрална густина фреквенције ЕЕГ-а код особа женског пола пре и после излагања мобилним телефона на левој хемисфери



6.0 ДИСКУСИЈА

Методолошка ограничења су честа при оваквим истраживањима и представљају највероватније разлог изостанка регистрованих промена код испатаника. Промене могу бити толико ретке да избегавају детекцију на стандардним ЕЕГ снимцима, могу бити погрешно лоцирани, могу имати тангенцијалне диполе или настају као резултат мање синхронизације кортекса него што је неопходно за детекцију са поглавине. Из тог разлога изостанак тражених промена не може се тумачити као аргумент да нема утицаја поља високофреквентног електромагнетног зрачења на ЕЕГ.

Неколико метода повећава шансу за детекцију промена у ЕЕГ под утицајем мобилног телефона. Оне укључују депривацију спавања, хипервентилацију, фотостимулацију или додавање електрода на стандардни 10-20 систем, али и најважнију употребу спектралне анализе.

Спавање ефикасно повећава могућност детекције финих промена као и промену фреквенције и амплитуде одновне активности. Снимање у будности је често контаминирано артефактима, мишићним или артефактима померања електрода, нарочито код оних који не могу да се релаксирају. Неке студије показују да се у спавању промене које се прате региструју унутар првих 15 до 30 мин и да стога амбулаторни ЕЕГ у спавању не мора да буде бржи од тог времена. ЕЕГ у спавању детектоваће промене код око 40% код којих ЕЕГ у будности није детектовао биле какве абнормалности абнормалности (75, 79, 88).

У нашем истраживању промене су се односиле на промену спектра основне активности, преодминантно алфа и тета активности, тј повећање алфа спектра са променама спорије активности, преодминантно тета спектра. Људско тело је електрохемијски инструмент под контролом осцилаторних електричних процеса различитих врста, а неке ендogene биолошке електричне активности могу бити ометене осцилаторним аспектом наилазећег зрачења. Ин виво студија на људима указује на то да ЕЕГ у будном стању који је изложен РФ пољима мобилних телефона показује одложено повећање спектралне густине снаге, нарочито у алфа

подручју (81). У тој студији испитивани су могући ефекти електромагнетних поља на активност људског мозга, односно ЕЕГ активност. У тој слепој и плацебо контролисаној студији, 36 добровољаца је изложено електромагнетном пољу које потиче из мобилног телефона и дигиталног телефона који се користи за бежичну телекомуникацију. Сви волонтери су такође подвргнути контролном експерименту без излагања телефону. Примена је довела до повећања ЕЕГ снаге у фреквенцијским опсезима Алфа и Бета активности. Рад мобилног телефона проузроковао је повећање истих фреквенцијских опсега са кашњењем отприлике 15 минута након излагања. Изложеност зрачењу мобилног телефона смањује препаратормне споре потенцијале у појединим регионима мозга (27) и утиче на меморијске задатке модулирајући реакције ЕЕГ активности на око 8 Hz, посебно током когнитивног процеса. Freude G, Ullsperger P, Eggert S, и Ruppe I. (27) су испитивали утицај електромагнетних поља (ЕМП) који емитују мобилни телефони на споре можданих потенцијала (СП). Проучавани су у два различита експериментална задатка: у првом, здрави мушки субјекти су морали да обављају једноставне покрете прстију само да би изашли из *Bereitschaft* потенцијала, а у другом, извршавали су сложени и когнитивно захтевни задатак визуелног праћења. Оба задатка су обављена са и без излагања ЕМП-у. Док се перформансе субјеката нису разликовале између изложености ЕМП-у, параметри спорих потенцијала су били под утицајем ЕМФ поља. Изложеност ЕМП-у је учинила значајно смањење спорих потенцијала на централним и темпоро-паријето-окципиталним можданим подручјима, али не на предњим. У једноставном задатку са покретањем прстију, ЕМФ поље није утицало на *Bereitschaft* потенцијал. Krause SM и сар. (42) су испитивали утицај импулсних радиофреквентних (РФ) електромагнетних поља дигиталних GSM мобилних телефона на радну меморију код здравих субјеката. Оптерећење меморије је варијало од 0 до 3 предмета у задатку. Сваки субјект је тестиран два пута у оквиру једне сесије, са и без изложености РФ пољу (902 MHz, 217 Hz). РФ поље је убрзало време одговора када је оптерећење меморије било са три предмета, али ефекти РФ поља нису примећени са мањим оптерећењем меморије. Резултати указују на то да РФ поља имају мерљиви ефекат на људске когнитивне перформансе.

Постоји пуно доказа који указују на нетермалне утицаје РФ поља у ин виво студијама, као што је епилептиформна активности код пацова у вези са одређеним лековима (94), слабљење имуног система пилића (111), повећање смртности ембриона пилића (111), повећане пропустљивости крвно-мождане баријере код пацова (72) и синергијски ефекат код одређених психоактивних лекова (45). Ови утицаји РФ могу изазвати многе клиничке знаке и симптоме, као што су главобоља, епилептички напад и поремећај спавања. Тренутна научна литература указује на то да нетермална дејства РФ поља пореклом из мобилних телефона могу имати потенцијалне нежељене здравствене реакције, а ову могућност не би требало игнорисати чак и ако је само мали број људи под ризиком (услед недоследних резултата). У вези са мозгом код људи, поменуте студије сугеришу да електромагнетна поља које се емитују из мобилних телефона утичу на ЕЕГ. Тренутна научна литература је, међутим, пуна недоследности. Циљ ових горе наведених радова је била да преиспита ефекте пулсирајућег ЕМП-а високе фреквенције на ЕЕГ код људи и билошке системе код деце и одраслих.

Очекује се да ЕМП-а у мозгу која узрокују аферентне електричне сигнале могу, као и други стимуланси, довести до каснијих процеса обраде у мозгу (60). Они су анализирали извештаје у којима је упоређивана електрична активност људског мозга између присуства и одсуства радио-фреквенцијских и ниских фреквенција електромагнетних поља (ЕМФ) из мобилних телефона пре и после изложености ЕМФ-има. Од 55 извештаја, 37 је тврдило и 18 негирало ЕМФ-индуковани ефекат на основни електроенцефалограм (ЕЕГ) или на когнитивну обраду визуелних или слушних стимулуса који се огледају у променама потенцијалних догађаја. Позитивни извештаји нису адекватно узели у обзир стопу грешака, присуство артикалата у анализи у ЕЕГ-у или збуњујућу улогу два различита ЕМФ-а. Међутим све у свему, сумња у постојање ефеката ЕМФ поља мобилних телефона на активност мозга у разним студијским извештајима изгледа да легитимишу захтев за боље размевање ефекта зрачења које емитује мобилни телефон на мозак људи. Кључно научно питање патофизиологије ЕМФ поља које емитују мобилни телефони, а које се огледа у мерењима електричне активности мозга, остаје без одговора и у суштини је нејасан. Међутим, повремено спори

таласи који се јављају при излагању особе мобилном телефону, су очигледно абнормални код здравих испитаника, с обзиром да нема делта таласа у ЕЕГ-у у будном стању особе. Интересантно, активност спорих таласа која се јавља након изложености мобилном телефону није нестала, чак и када је мобилни телефон био искључен; амплитуда спорих таласа се постепено смањивала а затим и нестала у року од неколико десетина минута. Постоје и неке студије над животињама које подржавају ове резултате. На пример, акутно излагање пацова и зечева континуираним микроталасима повећава ЕЕГ делта активност. Слично томе, Takashima и сар. (97) су објавили смањење високо-фреквентних опсега ЕЕГ-а и повећање ниско-фреквенцијих опсега ЕЕГ-а. С друге стране, такође нису примећене јединствене промене у спектру снаге ЕЕГ-а након излагања континуираним микроталасима (62).

У раду Hermann и Hossmann (35) анализирано се више студија због широке и све веће употребе мобилне комуникације и због постојања све веће забринутости због интеракција електромагнетног зрачења са људским организмом, а нарочито са мозгом. У овом извештају се кратко разматрају експерименталне студије о потенцијалним електрофизиолошким, биохемијским и морфолошким ефектима континуалног или пулсног микроталасног зрачења. Такви ефекти су описани на ин витро и ин виво студијама код животиња и људи. Нарочито су забележени ефекти на неуронску електричну активности, хомеостазу ћелијског калцијума, енергетски метаболизам, геномски одговори, равнотежу неуротрансмитера и пермеабилност баријере мозга. Међутим, неки резултати су или спорни, пошто је експериментална репликација довела до контрадикторних налаза, или је била повезана са процедуралним нежељеним ефектима. На садашњем нивоу знања, нема сигурних доказа да импулсна или континуирана микроталасна изложеност у не топлотном опсегу даје повишени ризик за здравље људи.

Често је забележено повећање делта снаге након излагања животиња ЕМП-има. Ово се обично приписује термичким ефектима ЕМП-а у мозгу: повећање активности спорих таласа након изложености ЕМП-има може се одразити на терморегулациону реакцију мозга преко хипоталамуса. Терморегулациони ефекат може играти улогу у појави активности спорих таласа у ЕЕГ-у. То је, међутим,

мало вероватно јер су се делта таласи појавили након латентног периода од 15-20 с, трајали су само неколико секунди, и јављали су се периодично сваких 15-20 с; и нису били континуирани. Осим тога, пораст температуре мозга не прелази 0.01-0.1 ° С током излагања ЕМП-има које емитују мобилни телефони, ако се узму у обзир проток и проводљивост крви. Штавише, повремена активност спорих таласа је обично забележена у контралатералним проводницима до антене мобилног телефона, а поклопила се са најјачим ЕМП-има. У нашем истраживању управо је примећено повећање споре активности регистроване на ЕЕГ на страни излагања мобилном телефону. Сличну студију су спровели Крамаренко А, Тан У. (43). У студији је, као и у већини сличних студија кошћен 16-канални телеметријски електроенцефалограф, који је бележио промене на ЕЕГ-у током излагања електромагнетном пољу емитованом од стране мобилног телефона. Користећи телеметријски електроенцефалограф у будном стању, са елиминацијом буке, ЕЕГ је тада показао занимљиве промене: након период од 10-15 сек. није било видљивих промена, спектар активности је средње повећана фреквенција у подручјима која су била близу антене; након 20-40 с, се појавила успорена активност (2,5-6,0 Hz) и то на контралатералним фронталним зонама. Ови спори таласи трајали су око једне секунде, са појављивањем сваких 15 - 20 секинди и то на истој страни снимања. После окретања од мобилног телефона, активност спорих таласа је прогресивно нестала. Локалне промене као што је повећана спектрална фреквенција је смањена и нестала после 15-20 мин. Они су посматрали сличне промене и код деце, таласи са већом амплитудом појавили су се раније код деце (10-20 сек) од одраслих, а њихова учесталост је била нижа (1,0-2,5 Hz) са дужим трајањем и краћим интервалима. Резултати су показали да мобилни телефони могу реверзибилно утицати на људски мозак, изазивајући ненормалне споре таласе у ЕЕГ-у будних особа. У нашем истраживању, осим промене спектра фреквенција, слично као и овој студији долази до повећања амплитуде Алфа активности а смањења амплитуде Бета активности. Спектар фреквенција се мењао на рачун повећања снаге Алфа активности и спорих таласа али без статистички значајне разлике.

Постоје недоследни резултати у научној литератури у вези утицаја ЕМП-а која се емитују мобилним телефонима на ЕЕГ код људи. Наши резултати јасно показују да мобилни телефони директно утичу на људски мозак на спектар гистине фреквенције. То може бити директан утицај ЕМП-а на нервни систем, јер се показало да ЕМП-а подстичу аферентне електричне сигнале као и остале стимулансе унутар људског мозга (60). У складу са нашим резултатима, раније је утврђено да се електрична активност мозга мења током излагања ЕМП-има (46, 81), а објављено је и да ЕЕГ није био под утицајем активних мобилних телефона (36, 87) што није у складу са нашим резултатима. Lebedeva NN и сар (46) су спровели експеримент у коме је учествовало 24 волонтера. Спроведено је истраживање ЕЕГ реакције на мобилни телефон (емф фреквенција 902.4 MHz и интензитет $0.06 \mu V / cm^2$). Два снамања су изведена на сваком субјекту - изложеност мобилном телефону и плацебо снимање. Укупно трајање експеримента је 60 мин (15 мин - изложеност ЕМФ-у или плацебу и 30 мин - након експозиције). ЕЕГ је забележен помоћу 16 стандардних електрода са "отвореним очима" и "затвореним очима". За анализу ЕЕГ-а коришћен је посебан софтвер са нелинеарном динамиком. Израчунат је један параметар, вишеканална (глобална) корелациона димензија. Промене ових параметара могу бити доказ о променама функционалних стања мозга. Као резултат обраде ЕЕГ записа, откривен је значајан пораст глобалне димензије корелације током експозиције и након експозиције, израженије у случају "затворених очију". То се може посматрати као манифестација активације кортекса под утицајем активног ЕМП-а телефона.

Насупрот нашим истраживањима која су бележила промене спектралне густине фреквенције Nietanen M. (36) и сар. су истраживали могући утицај радиофреквентног зрачења (РФ) мобилног телефона на функцију мозга код људи. Квантитативно је анализирана електроенцефалографска (ЕЕГ) активност 19 волонтера. Десет испитаника било је мушког пола (28-48 година), а 9 женског (32-57 година). Извори изложености били су 5 различитих мобилних телефона (аналогних и дигиталних модела) који раде на фреквенцији од 900 MHz или 1800 MHz. ЕЕГ активност је забележена у будном стању са затвореним очима. Трајање реалне фазе изложености активном мобилном телефону је било 20 минута.

Излагање једном од телефона узроковало је статистички значајну промену апсолутне снаге на делта појасу ЕЕГ снимања. Међутим, није видљива разлика у релативној снази истог опсега, а никакве промене нису се догодиле током излагања другим телефонима у било којим фреквенцијским опсезима. Налази овог истраживања сугеришу да излагање радиофреквентним пољима емитованим од стране мобилних телефона нема никаквих абнормалних ефеката на ЕЕГ активност код људи. Опажена разлика у 1 параметру вероватно је изазвана статистичком грешком.

Сличне резултете Nietanen-а и сар (36), а супротно нашем истраживању, које се односу на квантитативну ЕЕГ анализу а узимајући у обзир спектралну анализу густине, добили су Roschke i Mann (87), који су објавили резултате истраживачке студије о изменама квантитативног профила спавања због ефеката дигиталног мобилног радијског телефона. Брзи покрети очију (РЕМ) су склоњени при анализи, а спектрална густина снаге у фреквенцијском опсегу од 8-13 Hz током РЕМ спавања је измењена. Циљ ове студије био је да се осветли утицај дигиталног мобилног радијског телефона на електроенцефалограм (ЕЕГ) у будном стању здравих испитаника. За ову сврху су испитали 34 испитаника (мушкараца) у једном-слепом унакрсном пројектном експерименту мерењем спонтаних ЕЕГ-а, у условима затворених очију са положајем телефона на Ц3 и Ц4 и упоређивањем ефеката активног ($0,05 \mu\text{V} / \text{cm}^2$) и неактивног дигиталног мобилног радио-телефонског (ГСМ) система. Експозиција од скоро 3,5 минута до 900 MHz електромагнетног поља пулсираног са фреквенцијом од 217 Hz и са ширином импулса од 580 микросекунди, довела је до закључка да се нису могли открити било какве разлике у ЕЕГ-у у будном стању, у смислу спектралних мерења густине снаге.

Недавно су Croft RJ сар. (12, 14) објавили да је изложеност акутивном мобилном телефона изменила ЕЕГ у стању мировања, смањујући активност од 1-4 Hz, и повећавајући активност од 8-12 Hz и то на средњим фронталним и постериорним регијама на опсег од 30-45 Hz. Ови аутори су пронашли промене у ЕЕГ-у у будном стању, али нису пронашли никакав пораст активности делта таласа, за разлику од наших резултата. Croft и сар. (12,14) су дискутовали о

могућем пореклу недоследних резултата о утицају мобилних телефона на мозак људи. Дошло се до закључка да је могуће седење на столицу дуго времена изазвало поспаност код испитаника (што аутоматски мења основну активност), али они су захтевали од испитаника да очи држе отвореним и остану будни током ЕЕГ снимања. Croft и сар. (12,14) су сличне резултат добила као и ми у истраживању са сличном методологијом где је ефекат зависио од стране експозиције као и времена излагања. Студија Croft-а и сар. сугерише да разлика у резултатима између различитих студија, може настати услед методолошких разлика као што су трајања експозиције активном мобилним телефоном и да време излагања електромагнетном пољу од стране мобилног телефона утиче на ЕЕГ у функцији времена. Двадесет и четири испитаника су учествовала у студији Croft-а и сар., где су мерени и ЕЕГ и фазни неуронски одговори на аудитивне стимулусе, док је мобилно телефон био активан или био искључиван. Излагање мобилном телефону променило је ЕЕГ у мировању, смањујући активност 1-4 Hz (десна хемисфера) и повећање активности од 8-12 Hz (средња постериорна места). Излагање мобилном телефону је такође променило ране фазно неуронске реакције, смањивши активност током времена у појасу 4-8 Hz, смањујући глобално одговор у функцију времена. Зато аутори у закључку наводе да активни мобилни телефони утичу на функцију неурона код људи и то у функцији трајања експозиције.

ЕЕГ је био коришћен у различитим доменима у процени утицаја активних МТ-а на функције неурона. На пример, објављено је да ЕЕГ у стању мировања јесте (46, 81) и није (36, 87) под утицајем активних МТ-а, да на ЕЕГ у стању сна утичу (55) и не утичу (105) активни МТ-и, да фазно синхронизоване неуронске реакције на стимулусе јесу (27) и нису (27, 24, 100) под утицајем активних МТ-а, а да су нефазно синхронизоване нервне реакције на стимулусе под утицајем активних МТ-а (24, 42). Иако су проблеми са статистичким анализама можда утицали на неке од ових студија, најчешће објашњење за ове противречне налазе је да су само нефазно синхронизоване неуронске реакције на стимулусе погођене излагањем активним МТ-има, нарочито када је неопходно више когнитивно процесирање (24, 42). Међутим, ово објашњење не обухвата све податке. На пример, захтев да одбацимо ЕЕГ налазе у стању мировања (81) и (46), затим ЕЕГ налазе у спавању

(55) и тенденцијске налазе Wagner P. и сар . (104), као и фазно синхронизоване налазе Freud-е и сар. (27), и даље, да постоји механизам који омогућава МТ-има да утичу на нефазно синхронизоване реакције, али не на ЕЕГ у фази сна или фазно синхронизоване реакције на надражаје, уносу још већу конфузност у тумачењу резултата многих студија.

Непотпуно објашњење горе наведених недоследности је да су противречни налази последица различитог сигнал-шум односа, резултата ЕЕГ методе и дужини времена излагања МТ-има. На пример, најдоследнији налаз је да су нефазно синхронизоване реакције на стимулусе под утицајем активних МТ-а (24, 42).

Ова зависна мера укључује не само одговоре нервног система, већ и моћну технику одређивања просека која повећава сигнал-шум однос, засебно у оквиру сваког опсега фреквенција. Насупрот томе, налази од малог значаја јављали су се као резултат краћег излагања (нпр. 3.5 минута (87); 3 минута (27); 5 мин (100) или слабијих анализа (нпр. спектрална анализа, 36, 87). Затим, потешкоћа свих анализа је у томе да се повећавањем дужине излагања такође повећава варијабилност услед нормалних промена код саме особе током експеримента. На пример, алфа активност (отприлике 8-12 Hz) је осетљива на промене у будности (пажњи), тако да ако се будност испитаника мења током експеримента, мењаће се и алфа активност, самим тим повећава се и грешка у анализи података а смањује вероватноћа откривања алфа промена које се везују за МТ-е.

Постоје и тестирања које проверају горе наведену хипотезу процењујући ефекат изложености активном МТ-у на ЕЕГ-у у зависности од трајања излагања, која истовремено контролишу и методологију извођења експеримента. Како би се то постигло, тестирано је да ли долази до ЕЕГ промена током времена у оквиру једнослепих услова, било код изложености активном (али нечујном) МТ, у односу на исти периоду без излагања МТ. Добијени резултати били су контрадикторни да на ЕЕГ у фази мировања (особа седи опуштена отворених очију) и ране фазно синхронизоване нервне реакције на аудитивни стимулус (особа селективно реагује на један од два тона који се разликују само по фреквенцији) активни мобилни телефон има или нема утицаја.

Ове мере су изабране јер, сматра се да на њих МТ-и не утичу (24, 42) па на тај начин представљају добру проверу хипотезе да коришћење МТ уопштено утиче на ЕЕГ. Захтевали су од испитаника да очи држе отворене приликом ЕЕГ снимања у фази мировања како би их одржали релативно будним, јер поспаност може да утиче на опсег "алфа" активности, а такве промене би могле да утичу на резултате и смањиле би шансе за откривање промена у алфа опсегу које се везују за МТ-е.

У студијама, пре свега у слепо, плацебо-контролисаним, проучавали су утицај пулсирајућих високофреквентних електромагнетних поља која се емитују са антене ГСМ-а на ЕЕГ у будном стању. Статистичко поређење спектралних густина снаге у различитим фреквенцијским опсезима није открило постојеће разлике између два експериментална услова, односно, услова са и без излагања пољу магнетног зрачења које емитује мобилни телефон. Штавише, није било назнака бимодалне дистрибуције ЕЕГ промена коју бисмо очекивали у диференцијацији између групе појединаца који су осетљиви или пак неосетљиви на утицај електромагнетног поља ГСМ апарата који се испитује.

Заправо, нису се могле приказати промене спонтаних текућих ЕЕГ налаза током излагања активном ГСМ-у од скоро 3.5 минута. Овакви резултати су слични нашим, као и поставка методологије, међутим, ови налази не искључују могуће утицаје на функционисање мозга при излагању електромагнетном пољу. У последњих неколико година, описано је неколико ефеката изазваних електромагнетним пољем на биолошке системе на ћелијском нивоу. Поред поремећаја дифузије јона калцијума (5) постоје и неке индикације да настају и промене обраде информација у нервном систему (4, 44). Резултати Arber SL. и Linn JC. (4) показују да је излагање неурона пужева микроталасима у трајању од 60 мин на 12,9 W/ kg инхибирало спонтану активност неурона. Узимајући у обзир ове ефекте, увек треба имати у виду да је ЕЕГ само један аспект мождане функције. Могуће измене можданих функција само се делимично одражавају на ЕЕГ, као што је и познато у клиничкој електроенцефалографији.

У горе наведеним студијама постоји различито тумачење резултата, па стим се морају размотрити неколико ограничења у тумачењу и наших резултата. Резултати су важећи само за дате експерименталне услове. Да бисмо избегли

релевантне промене свести, проучавали смо само краткорочне ефекте користећи време излагања од скоро 10 минута. Не можемо анализирати ефекте у вези дужег времена излагања. Наши резултати су засновани на спонтаној ЕЕГ активности под условом алертне будности са затвореним очима. Они се не могу проширити на друга физиолошка стања, као што је утицај чулних инпута или обављање менталних задатака.

На крају, желели бисмо да нагласимо да је студија обављена над здравим младим волонтерима. Могуће је да се може доћи до сасвим другачијих резултата код других испитаника, као што су старије особе или особе које пате од менталних поремећаја. Дакле, поред проучавања дугорочних ефеката, неопходно је проширити истраживање на друге субпопулације које су можда осетљивије у погледу утицаја електромагнетних поља.

Три од неуронских промена које се везују за МТ-е виђене су као функција времена, са линеарним повећањем алфа активности у фази мировања, експоненцијалним опадањем фазно-синхронизоване бета реакције, и нормалним смањењем током времена фазно-синхронизоване тета реакције која слаби у зависности од дужине излагања. Као што се може видети у цитираним референцама, постоје различити модели праћења експерименталног третмана који би могли пружити податке о могућим ефектима који настају под утицајем МТ-а. То што је знатан део ефеката који се повезују са МТ-има повезан са временом сугерише да неки аспект ефекта телефона није последица директног утицаја на ЕЕГ, већ представља измену нервне функције која је потврђена на ЕЕГ-у (тј. снага МТ-а није варијала током времена, док је ЕЕГ реакција то чинила). Разлог за ову не линеарну нервну реакцију не може се одредити из наше студије. Може бити да је, на пример, изложеност пореметила функцију, а да је при том дуже излагање доводило до мањих функционалних суздржавања, али алтернативно може представљати и кумулативно повећање функције, можда услед акумулације топлоте у неуронима (76). И управо у тој студији аутори анализирају релативно мало студија које су испитивале како магнетно зрачење може утицати на когнитивну и перцептуалну обраду код људи. Тако делта промена која не зависи од времена може представљати релативно директну реакцију на телефон, док алфа промена која се

повећава током времена може представљати мање директну реакцију на телефон. Без обзира на објашњење, ова последња нелинеарна реакција нуди разрешавање недоследности у литератури. Односно, студије које користе краће време излагања имају тенденцију да не открију промене које се везују са МТ, док оне које користе дуже време излагања откривају исте, а то може бити само резултат дужег времена излагања које омогућава довољно времена за приметне неуронске промене, зато се ми у нашиј студији нисмо базарали на времену експозиције електромагнетног зрачења које емитује мобилни телефон.

Од посебног значаја за тумачење налаза је да су пронађени односи између ЕЕГ промена које су везане за МТ-е и психолошких / бихевиоралних мера. Конкретно, пад делта активности у стању мировања у десној хемисфери је у снажној обрнутој корелацији са активацијом, а појачање фазно-синхронизоване гама реакције је у директној корелацији са активацијом. Ово сугерише да неуронска реакција на излагање активним МТ-има може бити вишедимензионална (вероватно са оперативним компензаторним механизмима), и може помоћи да се објасни зашто су бихевиорални ефекти излагања активним МТ-има били тешко идентификовани (8). Управо ова истраживања су анализирали радиофреквентну емисију (РФ) током употребе мобилних телефона и закључено је да омета когнитивне функције, односно радну меморију. Праћени су ефекти експозиције РФ (884 MHz) на просторну меморију и учење, користећи двоструко слепу поновљену меру. Експеримент је дизајниран тако да имитира ситуацију током реалног разговора мобилним телефоном. Максимална експозиција је била на левој хемисфери. Учесници су били корисници мобилних телефона свакодневно, са и без симптома који се приписују редовној употреби мобилног телефона. Резултати су открили главни ефекат изложености радиофреквентним таласима и значајну РФ експозицију. Симптоматска група побољшала је перформансе током изложености РФ, док није било таквог ефекта у не симптоматској групи. Док се овај нови налаз не испита датаљније, можемо само спекулисати о узроцима. На пример, фазно-синхронизоване гама промене и са тим повезано повећање активације могу бити директан резултат МТ-а, са повећање делта активности у стању мировања може представљати компензаторни механизам. Слично томе, иако није било општег

ефекта МТ-а, фазно-синхронизовани бета пораст који се повезује за МТ-има доводи до бржег реакционог времена-а, што опет може сугерисати вишеструке реакције на телефон.

Важно је напоменути да каузални механизам ЕЕГ промена које се повезују са МТ-има није утврђен у овој студији (8). На пример, ови резултати можда су последица ЕМП-а телефона који делује директно на ЕЕГ генераторе, а можда су и последица општије реакције на оно што се може "тумачити" као стресор, или чак могу представљати подсвесне обраде сигнала путем стандардних слушних путева. Међутим, сугерише се да су се неке од промена догодиле у зависности од дужине времена излагања мобилном телефону.

Наше истраживање је показало да изложеност активном МТ-у утиче на нервне функције код људи, мењајући и ЕЕГ обрасце у фази мировања, са одређеним бројем ових промена које се дешавају у зависности од дужине излагања. Ово показује да је дужина излагања важна детерминанта ефеката МТ-а на ЕЕГ, и сугерише да недоследности у литератури могу бити повезане са разликама у коришћеном трајању изложености. Додатна валидација ових налаза је чињеница да је број ових промена повезаних са МТ-има у корелацији са бихевиоралним и психолошким мерама. Даља, истраживања наглашавају потребу да се објасни ефекат грешке на ЕЕГ- у који настају при испитивању утицаја коришћења МТ-а. Пошто је утврђено да излагање активним МТ-има утиче на нервне функције, важно је да се истражи да ли су ти ефекти штетни, и да им се не препишу грешке које настају евентуалним методолошким путем.

Зато све ово горе наведено а и широка и растућа употреба мобилне комуникације изазвала је општу расправу о могућим интеракцијама између ГСМ-а (Глобалног система за мобилну комуникацију), микроталаса и људског организма, посебно мозга. Студије утицаја на спонтани електроенцефалограм (ЕЕГ) (55) не узимају у обзир могуће утицаје на евоциране мождане активности у току обраде одређених задатака. У студији која је испитивала утицај МТ-а на евоциране потенцијале, утицај је испитан путем два различита задатка који се разликују у степену когнитивне обраде и уложеног напора (27).

Питање је да ли ЕЕГ промене, изазване радијацијом мобилног телефона, имају клиничке / штетне последице. Одговор на ово питање је сложен и изван опсега досадашњих рукописа. Прво, није познато да ли мобилни телефони дугорочно мењају активности ЕЕГ-а. Друго, ЕЕГ је одраз врло сложених церебралних процеса. Сматра се да активност у различитим фреквенцијским опсезима представља основне кортикалне функције. Пример је таламокортика мрежа, која има важну улогу у стварању алфа активности (7). Бета активност, међутим, само игра улогу у кортексу и може, на пример, бити повезана са активном концентрацијом (52). Будући да функционална улога различитих фреквентних опсега још није у потпуности схваћена, такође је тешко извући закључке о (клиничким) импликацијама промена ЕЕГ-а.

При тумачењу резултати постоје различите контрадикторности, које се пре свега објашњавају различитим методолошким приступим при истраживању. У нашем истраживању активни мобилни телефон је био постављен у пределу Т4-Т6 и Т4-Т5 електрода, као најјаче место експозиције. Suzanne R и сар. (96) су методолошки приступ поставили тако да су ЕЕГ електроде постављене у складу са системом 10-20, а најјача експозиција радиофреквентно зрачења у регији Ф3, Ф4, Ц3, Ц3, Ц4, П3, П3, П4, О3, О1 и О2. Они си као и ми поредили стране, па је у њиховом раду спора бета активност показала значајну разлику између леве и десне стране, у којој су промене у левој хемисфери биле више присутније него на десној. У њиховом као и нашем раду главни циљ је био локализацијски ефекат зрачења, па као и нашем истраживању опсег тета и алфа активности је најподложнији промена под дејством активног МТ-а

У нашем истраживању имамо промену тј. појачање Алфа спектра фреквенција после излагања електромагнетном зрачењу, и управо тиме као најчешћој активности основног ЕЕГ спектра бавиле су се многе студије (15, 13, 80, 81,101). И управо су Valentini и сар. (101) анализирали студије које испуњавају критеријуме за адекватну анализу. Главни циљ њиховог прегледа је био да обезбеди јасан сценарио највероватнијих експеримената који су спроведени током последње деценије и да пруже критични осврт у њиховој процени. Закључено је да магнетна поље емитована од стране мобилног телефона, могу утицати на нормалну

физиологију кроз промене ексцитабилности коре мозга и да у будућим истраживањима посебну бригу треба посветити методолошкој и статистичкој контроли.

Curcio G и сар. (15) су анализирали електроенцефалограм код 20 здравих испитаника како би истражили ефекат изложености електромагнетном пољу (ЕМФ) на активност ЕЕГ-а и његовог временског развоја. Испитаници су насумично подељени у две групе и изложени у двоструко слепим условима типичном сигналу мобилног телефона (902.40 MHz, модулисан на 217 Hz, са просечном снагом од 0,25 V). Резултати показују да је, под реалним излагањем у поређењу са контролним условима, промењена спектрална снага ЕЕГ-а, на неке варијанте алфа спектра, управо слично и нашем истраживању. Овај ефекат је био већи када је електромагнетно поље мобилног телефона било активно током снимања ЕЕГ-а него пре њега. Управо такви подаци пружају даљу подршку идеји да импулсно високофреквентно електромагнетно поље може утицати на нормално функционисање мозга и ако се не могу извући закључци о могућим утицајима на опше здравље.

Ми смо истраживање базирали на будним испитаницима, али сличну промене густине спектра ЕЕГ активности која се региструје при спавању, са појачањем спектралне густине фреквенције забележили си и Regal SJ и сар. (80, 82) који су утврђивали реакције на јачину дозе електромагнетних поља (ЕМФ). Утицај електромагнетног поља је испитиван променом интензитета сигнала у три експерименталне сесије. Током излагања мобилном телефону глава је као и код нас била једнострано изложена. Током излагања, субјекти су изводили серије компјутеризованих когнитивних задатака, од којих је сваки представљен у фиксном редоследу. Одмах након излагања, ноћно спавање је полисомнографски снимљено током 8 часова. Архитектура спавања није показала промене на излагање ЕМФ-у. Анализа електроенцефалограма спавања (ЕЕГ) показала је повећање снаге у опсегу фреквенције вретена спавања у зависности од дозе у не-РЕМ спавању. Брзина реакције је успорена с повећањем интензитета електромагнетног поља. Укратко, ова студија открива прве реакције нервног система на дозу интензитета ЕМФ поља

и његових ефеката на физиологију мозга, што показују промене на ЕЕГ у спавању и промене при решавању когнитивних задатака.

Perentos N. и сар (73) нису у свом истраживању за разлику од нашег регистровали промену спектра густине Алфа активности при експозицији зрачењу које емитује мобилни телефон. Њихова студија је обухватила 12 учесника и покушали су да прате повећање снаге алфа опсега после експозиције зрачењу, али са извором експозиције (диполна антена) која је слична стварном GSM телефону. Изложеност је траје 15 минута. Ниједна промена алфа спектра (статистички значајна или не) није пронађена ни за модулисана нити за немодулисана радиофреквентна поља, па самим тим нису успели да потврде резултате, који објављују промене спектра Алфа фреквенција након излагања активном мобилном телефону. Размишљајући о могућим разлозима за неуспех студије, главни разлог који се наводи је нижа дистрибуција и експозиције електромагнетног поља које емитује активни мобилни телефон.

Контрадикторности у резултатима, код различитих старорских група укључених у истраживању, публиковали су Stof JR и сар. (13), сугеришићи да се методолошки у истраживању укључују исте старосне групе. Њихова студија је спроведена како би се утврдило да ли су адолесценти и / или старији људи осетљивији на биолошке ефекте везане за мобилне телефоне од младих одраслих, и да ли је то везано за генерацију 2Г и 3Г генерацију мобилних телефона. Праћена је активност алфа спектра (8-12 Hz опсег електроенцефалограма) јер су бројна истраживања пријавила да се побољшана основна активност, односи пре свега на појачање алфа спектра фреквенција, нешто слично нашем истраживању, а које настаје после експозиције активном мобилном телефону. Праћена је Алфа активност, током изложености у односу на почетну вредност. У складу са претходним истраживањем, па и нашем спектар фреквенције Алфа активност код младих одраслих особа био је већи у 2Г експозицији у поређењу са 3Г експозицијом, међутим, није било ефекта код адолесцента или старијих група, а никакав ефекат 3Г изложености није пронађен у било којој групи. Резултати пружају податак да постоји дејство 2Г експозиције на активност Алфа спектра у стању мировања код младих одраслих особа, али не потврђују сличан ефекат код

адолесцената или старијих особа, или у било којој старосној групи код 3Г изложености.

Потенцијални ефекти излагања трећој генерацији (3Г) универзалном мобилном телекомуникационом систему електромагнетним пољима попут електромагнетних поља (ЕМФ) мобилног телефона истражени су у вези са електричним активностима људског мозга у два експеримента, спроведених од стране Trunk A и сар. (99). У оба експеримента, за анализу електроенцефалограма (ЕЕГ) узимане су средње линије електрода, пре и после излагања мобилном телефону док су субјекти гледали нечујан документарца. Спектрална снага ЕЕГ података анализирана је у делта, тета, алфа и бета фреквенцијским опсезима. Анализирана је амплитуда и латенција компонената P50, N100, P200, MMN и P3a. Они нису пронашли никакве мерљиве ефекте као последицу зрачења мобилним телефоном у трајању од 30 мин. Такође, нису нашли значајне ефекте ЕМФ зрачења на амплитуду и латенцију било које компоненте евоцираних потенцијала. Сматрају да изложеност од 30 минута, која је унилатерална не омета ни активност ЕЕГ-а и ни доводи до промене евоцираних потенцијала.

Loughran SP. и сар. (53) су испитивали потенцијалну осетљивост адолесцената на изложеност радиофреквентном електромагнетном пољу (РФ ЕМФ), које емитује МТ. 22 адолесцента узраста од 11-13 година прошло је три експерименталне сесије у којима су били изложени сигнаlima РФ ЕМФ као што су мобилни телефони у два различита интензитета сигнала. Током излагања имали су налог да изврше когнитивне задатке, а ЕЕГ-а је бележен у три временске тачке након излагања (и то после нултог излагања, затим после 30 минита, а на крају после 60 мин). Ова студија није евидентирала значајне промене ЕЕГ-а као последица изложености РФ/ЕМ зрачењу али је пружила даљу подршку за будућа истраживања утицаја мобилних телефона на когнитивне функције.

Као што се види у свим овим истраживањима, спроведим по разним методолошким принципа, а где су праћени параметри слични нашим, пре свега, основна активност и спектрална густина фреквенција при квантитативној ЕЕГ анализи, постоје разне противречности. Разлике у резултатима треба схватити као подстрек за даља истраживања из ове области, која не треба ограничити само на

електричну активност мозга, већ на целокупно здравље људи. Пре свега треба укључити и пратити и друге параметре активности мозга а не само ЕЕГ, а који могу бити измењени под утицајем високофреквентног електромагнетног зрачења, као што и предлажу неки истраживачи попут Tombini M., Salerno S., Ferrari R. (26, 90, 98).

7.0. ЗАКЉУЧЦИ

1. Није примећена статистички значајна разлика варијабилитета амплитуде Алфа таласа код мушкараца, код изложености на обе стране главе, пре и после излагања мобилном телефону .
2. Није примећена статистички значајна разлика варијабилитета амплитуде Бета таласа код мушкараца код изложености на обе стране главе, пре и после излагања мобилном телефону .
3. Није примећена статистички значајна разлика варијабилитета амплитуде Тета таласа код мушкараца код изложености на обе стране главе, пре и после излагања мобилном телефону .
4. Није примећена статистички значајна разлика варијабилитета амплитуде Делта таласа код мушкараца код изложености на обе стране главе, пре и после излагања мобилном телефону
5. Примећена је статистички значајна разлика варијабилитета амплитуде Алфа таласа код жена, код изложености на десној стране главе, после излагања мобилном телефону, што није примећено на левој страни
6. Није примећена статистички значајна разлика варијабилитета амплитуде Бета таласа код жена код изложености на обе стране главе, пре и после излагања мобилном телефону .
7. Није примећена статистички значајна разлика варијабилитета амплитуде Тета таласа код жена код изложености на обе стране главе, пре и после излагања мобилном телефону .
8. Није примећена статистички значајна разлика варијабилитета амплитуде Делта таласа код жена код изложености на обе стране главе, пре и после излагања мобилном телефону
9. Када се анализара фреквенција ЕЕГ активности није примећена статистички значајна разлика варијабилитета фреквенције Алфа, Бета, Тета, Делта таласа код мушкараца, код изложености на обе стране главе, пре и после излагања мобилном телефону .

10. Када се анализара фреквенција ЕЕГ активности није примећена статистички значајна разлика варијабилитета фреквенције Алфа, Бета, Тета, Делта таласа код жена, код изложености на обе стране главе, пре и после излагања мобилном телефону
11. Континуитет основне активности (амплитуда, фреквенција, хипервентилација, фотостимулација, оптичка блокада) под утицајем мобилног телефона мењао се у односу на период пре излагања мобилним телефоном и та на оној страни на којој је био постављен мобилни телефон али без статистички значаје разлике
12. Спектрална густина фреквенције се код особа мушког пола мењала на страни на којој је деловао мобилни телефон и то пре свега повећавајући алфа а повећавајући тета активност .
13. Код особа женског пола спектрална густина фреквенције се мењала, повећавајући спектар Алфа и Тета активности на оној страни на којој је деловао активни мобилни телефон

8.0 ЛИТЕРАТУРА

1. Adey WR, Bawin SM. (1977): Brain interactions with weak electric and magnetic fields. *Neurosci Res Prog Bull.* 15:1–129.
2. Adey WR. (1990): Joint actions of environmental non-ionizing electromagnetic fields and chemical pollution in cancer promotion *Environ Health Perspect* 86:297–305.
3. Ahn SS., Jordan SE., Nuwer MR., Marcus DR. and Moore WS. (1988): Computed electroencephalographic topographic brain mapping, *J. Vasc. Surg.*, 8: 247-254.
4. Arber SL, Lin JC. (1985): Microwave induced changes in nerve cells: Effects of modulation and temperature. *Bioelectromagnetics* 6:257–270.
5. Bawin SM, Kaczmarek LK, Adey WR. (1975): Effects of modulated VHF fields on the central nervous system. *Ann NY Acad Sci* 247:74–81.
6. Beleza P, Bilgin O, Noachtar S. (2009): Interictal rhythmical midline theta differentiates frontal from temporal lobe epilepsies. *Epilepsia.* 50(3):550-5.
7. Bollimunta A., Chen Y., Schroeder EC., Ding M. (2008): Neuronal mechanisms of cortical alpha oscillations in awake-behaving macaques. *Journal of Neuroscience.* 40: 9976-9988.
8. Clairry W., Niels K., Lena H., Bengt BA., Torbjorn A., Scott DM. (2008): Mobile phone exposure and spatial memory. *Bioelectromagnetics.*
9. Chiappa KH., Burke SR. and Young R.R. (1979): Results of electroencephalographic monitoring during 367 carotid endarterectomies: Use of a dedicated minicomputer. *Stroke.* 10: 381-388
10. Cooley JW, Tukey JW. (1965): An algorithm for the machine calculation of complex Fourier series. *Math Comput.* 19:297-301.
11. Cooper R., Binnie CD, Shaw JC. (2003): EEG analysis. In: Binnie CD, Cooper R, Mugiére, Osselton J, Prior P, Tedman B (eds) *Clinical Neurophysiology vol 2.* Amsterdam. Elsevier, 394-443.

12. Croft RJ., Chandler JS., Burgess AP., Barry RJ., Williams JD., Clarke AR. (2002) Acute mobile phone operation affects neural function in humans. *Clinical Neurophysy.*
13. Croft R., Leung S., McKenzie R., Loughran S., Iskra S., Hamblin DL., et al. (2010) Effects of 2G and 3G mobile phones on human alpha rhythms: Resting EEG in adolescents, young adults, and the elderly. *Bioelectromagnetics* 31: 434–444.
14. Croft RJ., Chandler JS., Burgess AP., Barry RJ., Williams JD., Clarke AR.(2002): Acute mobile phone operation affects neural function in humans. *Clin Neurophysiol.* 113(10):1623-32.
15. Curcio G., Ferrara M., Moroni F., Dinzeo G., Bertini M., De Gennaro L. (2005): Is the brain influenced by a phone call?: an EEG study of resting wakefulness. *Neuroscience Research* 53: 265–270.
16. Dervić K . (2008): Čovjek u bliskom radifrekvencijskom polju. Podgorica.
17. Duffy FH. (1986): Brain electrical activity mapping: ideas and answer. U: Duffy FH (ed): *Topographyc mapping of brain electrical activity.* Boston: Boston: Butter-worths p. 401-498.
18. Duffy F.H., Jensen F., Erba, G, Burchfiel J.L. and Lombroso C.T.(1984): Extraction of clinical information from electroencephalographic background activity - the combined use of brain electrical activity mapping and intravenous sodium thiopental. *Ann. Neurol.*, 15: 22-30.
19. Duffy F., Bartels P. and Burchfiel, J.(1981): Significance probability mapping: An aid in the topographic analysis of brain electrical activity. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 51: 455-462
20. Duffy F.H., Denckla M.B., Bartels P., Sandini G. and Kiessling L.S. (1980): Dyslexia: Automated diagnosis by computerized classification of brain electrical activity. *Ann. Neurol.* 7:421-428.
21. Duffy F.H. (1988): Clinical decision making in quantified electroencephalographic analysis. In D. Samson-Dollfus J. Gotman J.D. Guieu and P. Etevenon (Eds.): *Statistics and Topography in Quantitative EEG.* Elsevier, Paris, pp. 9-26

22. Ebersole J.S. (1991): EEG dipole modeling in complex partial seizures, *Brain Topogr.* 4: 113-123.
23. Ebersole J.S. and Wade P.B. (1990): Spike voltage topography and equivalent dipole localization in complex partial epilepsy. *Brain Topogr.*, 3: 21-34.
24. Eulitz C, Ullsperger P, Freude G, Elbert T (1998): Mobile phones modulate response patterns of human brain activity. *NeuroReport.* 9:3229–3232.
25. Evans CR., Mullholand TB. (1969): *Attention in neurophysiology.* Butterworths. London.
26. Ferreri F., Curcio G., Pasqualetti P., De Gennaro L., Fini R., Rossini PM. (2006): Mobile phone emissions and human brain excitability. *Annals of neurology* 60: 188–196
27. Freude G., Ullsperger P., Eggert S., Ruppe I. (1988): Effects of microwaves emitted by cellular phones on human slow brain potentials. *Bioelectromagnetics.* 19:384–387.
28. Gibbs FA., Rich CL., Gibbs EL. (1963): Psychomotor variant type of seizure discharge. *Neurology (Minneapolis)*.13:991-998.
29. Gibbs EL., Gibbs FA. (1952): *Atlas of electroencephalography.* Vol. 2. Cambridge. Mass: Addison-Wesley.
30. Gonzalez A.S.L., Pascual M.R.D., Valdes S.P.A., Biscay L.R., Machado,C., Figueredo R.P. and Castro T.C. (1990): Brain electrical field measurements unaffected by linked earlobes reference, *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* 75:155-160.
31. Gotman J. (2003): Automatic detection and analysis of seizures and spikes. In: Ebersole S, Pedley T, eds. *Current practice of clinical electroencephalography.* 3th edition. Philadelphia: Lippincott, Williams and Wilkins, 724-731.
32. Gotman, J. (1982): Automatic recognition of epileptic seizures in the EEG. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* 54: 530-540.
33. Gotman, J. and Gloor, P. (1976): Automatic recognition and quantification of interictal epileptic activity in the human scalp. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* 41:513-529.

34. Harner R.N., Jackel R.A., Mawhinney-Hee M.R. and Sussman N.M. (1987): Computed EEG topography in epilepsy. *Rev. Neurol. (Paris)*, 143: 457-461.
35. Hermann D.M., Hossmann K.A. (1997): Neurological effects of microwave exposure related to mobile communication. *Jour. of the Neurolo. Scineces.* 152, Issue 1, Pages 1–14.
36. Hietanen M., Kovala T., Hamalainen AM. (2000): Human brain activity during exposure to radiofrequency fields emitted by cellular phones. *Scand J Work Environ Health*;26(2):87–92.
37. Hughes JR. (1987): Normal limits in the EEG. *Textbook of Clinical neurophysiology.* Chichester: Hohn Wiley and sons. 105-154.
38. John E.R. (1981): Neurometric evaluation of brain dysfunction related to learning disorders. *Acta. Neurol. Scand.*, 89: 87-100.
39. John E.R., Prichep L.S., Fridman J. and Easton P. (1988): Neurometrics: Computer-assisted differential diagnosis of brain dysfunctions, *Science*, 239: 162-169.
40. John E.R., Prichep L.S., Alper K.R., Mas F.G., Cancro R., Easton P. and Sverdlov, L. (1994): Quantitative electrophysiological characteristics and subtyping of schizophrenia, *Biol. Psychiatr.* 36: 801-826.
41. Klass DW., Westmoreland BF. (1985): Nonepileptogenic manifestation electroencephalographic activity. *Ann Neurol* 18(6): 627-635.
42. Krause CM., Sillanmaki L., Koivisto M., Haggqvist A., Saarela C., Renonsuo A., Laine M., Hamalainen H. (2000): Effects of electromagnetic fields emitted by cellular phones on the EEG during a memory task. *NeuroReport.* 11:413–415.
43. Kramarenko V.A., Tan U. (2003): Effects of high-frequency electromagnetics fields on human. EEG: A brain mapping study. *Intern. J. Neuroscience.* 113:1007–1019.
44. Kullnick U. (1992): Influence of weak nonthermic high-frequency electromagnetic fields on the membrane potential of nerve cells. *Bioelectrochem Bioenerg.* 27:293–304.
45. Lai H., and Singh NP. (1996): Single and double-strand DNA breaks after acute exposure to radiofrequency radiation. *Int J Radiation Biol.* 69: 13–521

46. Lebedeva NN., Sulimov AV., Sulimova OP., Kotrovskaya TI., Gailus T. (2000): Cellular phone electromagnetic field effects on bioelectric activity of human brain. *Biomed Eng* 2000;28(1 and 2):323–337.
47. Leuchter A.F., Newton T.F., Cook I.A., Walter D.O. Rosenberg-Thompson, S. and Lachenbruch P.A. (1992): Changes in brain functional connectivity in Alzheimer's-type and multi-infarct dementia. *Brain*. 115: 1543-1561.
48. Leuchter A.F., Spar J.E., Walter D.O. and Weiner H. (1987): Electroencephalographic spectra and coherence in the diagnosis of Alzheimer's-type and multi-infarct dementia. *Arch. Gen. Psychiat.* 44: 993-998.
49. Lieb J., Sperling M., Mendius J.R., Skomer C.E. and Engel, J. (1986): Visual versus computer evaluation of thiopental-induced EEG changes in temporal lobe epilepsy, *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* 63: 395-407.
50. Lombroso C.T. and Duffy, F.H. (1980): Brain electrical activity mapping as an adjunct to CT scanning. In R. Canger, F. Angeleri and J.K. Perry (Eds.), *Advances in Epileptology: Proceedings of XIth Epilepsy International Symposium*, Raven Press, New York, pp. 83-88.
51. Lombroso C.T. and Duffy F.H. (1982): Brain electrical activity mapping in the epilepsies. In H. Akimoto, H. Kazamatsuri, M. Seino and A. Ward (Eds.), *Advances in Epileptology: Proceedings of XIIIth Epilepsy International Symposium*, Raven Press, New York, pp. 173-179.
52. Lopes da Silva F. (1994): EEG analysis: theory and practice . Niedermeyer E., Lopes da Silva F (ed): *Electroencephalography: basic principles, Clinical Applications and Related Fields*. 3ed Williams Wilkins, Baltimore, p 1094-1123.
53. Loughran S., Benz D., Schmid M., Murbach M., Kuster N., Achermann P. (2013) No increased sensitivity in brain activity of adolescents exposed to mobile phone-like emissions. *Clinical Neurophysiology*.
54. Lynch JJ., Paskewitz DA., Orne MT. (1976): Inter-session stability of human Alpha rhythm. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiology*. 36: 534-540.
55. Mann K., Roschke J. (1996): Effects of pulsed high-frequency electromagnetic fields on human sleep. *Neuropsychobiology*;33:41–47.
56. Martinović Ž. (2009) *Klinička Elektroencefalografija*. Naučna KMD. Beograd.

57. Martinović Ž., Jovanović V., Ristanović D. (1997): Computerized EEG topography in normal preadolescents twins: correlating the degree of genetic relatedness. *Brain topography*. 9: 303-311.
58. Martinović Ž., Smodlaka J. (1974): Pozitivni šiljci od 14 Hz kod posttraumatske epilepsije. *Neuropsihijatrija*. 22: 109-115.
59. Martinović Ž., Vučijak N., Rajšić N. (2001): Elektroencefalografija-rečnik termina, DEC Ltd. Zrenjanin
60. Marino AA., Carrubba S. (2009): The effects of mobile-phone electromagnetic fields on brain electrical activity: a critical analysis of the literature. *Electromagnt. Bol. Med* .28(3):250-74
61. Meador K.J., Loring D.W., Huh K., King D.W., Gallagher B.B., Thompson E.E., Smith J.R. and Flanigin H.F. (1988): Spectral analysis of sphenoidal evoked potentials predicts epileptic focus. *Epilepsia*. 29: 434-439
62. Mitchell DS., Switzer WG., Bronaugh EL.(1977): Hyperactivity and disruption of operant behavior in rats after multiple exposure to microwave radiation. *Radio Sci*. 12: 263-271
63. Nagata K., Tagawa K., Hiroi S., Shishido F. and Uemura K. (1989): Electroencephalographic correlates of blood flow and oxygen metabolism provided by positron emission tomography in patients with cerebral infarction. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol*. 72: 16-30.
64. Nagata K., Yunoki K., Araki G. and Mizukami M. (1984): Topographic electroencephalographic study of transient ischemic attacks. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, 58: 291-301
65. Niedermeyer E., Lopes da Silva FH. (1993): eds. *Electroencephalography: Basic Principles. Clinical Applicatons and Related Fields* 3rd ed. Williams and Wilkins, Baltimore, MD.
66. Nunez P.L. (1981): *Electric Fields of the Brain*. Oxford University Press. New York.

67. Nuwer M., Lehmann D., Lopes da Silva F. (1999): IFNS guidelines for topographic and frequency analysis of EEGs and EPs. In: Deuschl G, Eisan A, eds. Recommendations for the practice of clinical neurophysiology: Guidelines of the International Federation of Clinical Neurophysiology. Elsevier. 15-20.
68. Nuwer M.R., Jordan S.E. and Ahn S.S. (1987): Evaluation of stroke using EEG frequency analysis and topographic mapping. *Neurology*. 37: 1153-1159.
69. Oken B.S., Chiappa K.H. and Salinsky M. (1989): Computerized EEG frequency analysis: Sensitivity and specificity in patients with focal lesions, *Neurology*, 39: 1281-1287.
70. Panayiotopoulos CP. (2010): *Epileptic syndromes and their Treatment*. Springer.
71. Pederson G.F., Andersen Bach F. (1994): Integrated antennas for hand-held telephones with low absorption. *IEEE Vehicular Technology Conference*, 1537-15400.
72. Persson BRR., Salford LG., Brun A. et al. (1997): Blood-brain barrier permeability in rats exposed to electromagnetic fields used in wireless communication. *Wireless Networks*. 3: 455-461
73. Perentos N., Croft RJ., McKenzie RJ., Cvetkovic D., Cosic I. (2007): Comparison of the effects of continuous and pulsed mobile phone like RF exposure on the human EEG. *Australas Phys Eng Sci Med*. 30: 274-280
74. Pfurtscheller G., Lopes da Silva ed. (1988): *Functional brain imaging*. Toronto: Hans Huber.
75. Pillia J., Sperlin MR. (2006): Interictal EEG and the diagnosis of epilepsy. *Epilepsia*. 47 (sup. 1):14-22.
76. Preece AW., Iwi G., Davies-Smith A., Wesnes K., Butler S., Lim E., Varey A. (1999): Effect of a 915 MHz simulated mobile phone signal on cognitive function in man. *Int J Radiat Biol*;75:447-456.
77. Radunović D. (2004): *Numeričke metode*. Akademska misao, Beograd.
78. Radunović D. (2005): *Talasići*. Akademska misao, Beograd.
79. Raroque H., Karneze D., Thompsom S.:(1989): What in the optimumom duration of sleep EEG? *Epilepsia*.30:717.

80. Regel SJ., Tinguely G., Schuderer J., Adam M., Kuster N., Landolt HP., et al. (2007): Pulsed radio–frequency electromagnetic fields: dose–dependent effects on sleep, the sleep EEG and cognitive performance. *Journal of sleep research*. 16: 253–258.
81. Reiser H., Dimpfel W., Schober F. (1995): The influence of electromagnetic fields on human brain activity. *Eur J Med Res*;1:27–32.
82. Reite M., Higgs L., Lebet J-P., Barbault A., Rossel C., Kuster N., Dafni U., Amato D Pasche B. (1994): Sleep inducing effect of low energy emission therapy. *Bioelectromagnetics*. 15:67–75.
83. Ristanović D., Martinović Ž., Jovanović V. (2002): Topografija i asimetrija vizuelne reaktivnosti spektralne snage elektroencefalograma kod zdrave dece. *Srp. arh. celok. Lek*. 120: 13-18.
84. Ristić A i sar. (2012): Interiktalni elektroencefalogram. 14. *Epileptološka škola*. Kragujevac.
85. Ristić A i sar. (2013): Atipične varijacije normalnog EEG zapisa. 3. *EEG radionica*. Stanišići, Bjeljina.
86. Rodney J. Croft., Jody S. Chandler., Adrian P. Burgess., Robert J. Barry., John D. Williams., Adam R. Clarke. (2002): Acute mobile phone operation affects neural function in humans. *Clinical Neurophysiology* 113: 1623–1632
87. Roschke J, Mann K. (1997): No short term effects of digital mobile radio telephone on the awake human electroencephalogram. *Bioelectromagnetics*. 18:172–176.
88. Sammaritano M., Gigli GL., Gotman GA. (1991): Interictal spicing during wakefulness and sleep and the localization of foci in temporal lobe epilepsy. *Neurology*. 41: 290-297.
89. Samson-Dolfus D., Goldberg P. (1979): Electroencephalographic quantification by time domain analysis in normal 7-15 year old children. *Electroencephalogra. Clin. Neurophysiology*. 46: 147-154.

90. Salerno S., Zamagni E., Urquizar C., Salemm R., Farnè A., Frassinetti F. (2012). Increases of corticospinal excitability in self-related processing. *European Journal of Neuroscience* 36: 2716–2721
91. Salinsky M.C., Oken B.S., Kramer R.E. and Morehead L., (1992): A comparison of quantitative EEG frequency analysis and conventional EEG in patients with focal brain lesions. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* 83: 358-366.
92. Schutz H., Lavie P. Eds (1885): *Ultradian rithms in Physiology and Behavior.* Sprynger. Berlin
93. Scherg M. and Ebersole, J.S. (1994): Brain source imaging of focal and multifocal epileptiform EEG activity. *Neurophysiol. Clinique.* 24: 51-60.
94. Sidorenko AV., Tsaryk VV. (1999): Electrophysiological characteristics of the epileptic activity in the rat brain upon microwave treatment. In: *Proceedings of Conference on Electromagnetic Fields and Human Health (Moscow).* 283–84.
95. Silverman D. (1967): Phantom spike-waves and the fourteen and six per second positive spike pattern: a consideration of their relationship. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 22:207-213.
96. Suzanne R., Jim V.O., Wolfrang V., Richel L. (2015): EEG Changes Due to Experimentally Induced 3G Mobile Phone Radiation. [PLoS One](#).10(6)
97. Takashima S., Onaral B., Schwan HP. (1979): Effects of modulated RF energy on the EEG of mammalian brain. *Radiat. Environ. Biophys.* 16(1): 15-27
98. Tombini M., Pellegrino G., Pasqualetti P., Assenza G., Benvenga A., Fabrizio E., et al. (2013) Mobile phone emissions modulate brain excitability in patients with focal epilepsy. *Brain stimulation.* 6: 448–454
99. Trunk A., Stefanics G., Zentai N., Kovács-Bálint Z., Thuróczy G., Hernádi I (2013): No effects of a single 3G UMTS mobile phone exposure on spontaneous EEG activity, ERP correlates, and automatic deviance detection. *Bioelectromagnetics.* 34: 31–42
100. Urban P., Lukas E., Roth Z. (1998): Does acute exposure to the electromagnetic field emitted by a mobile phone influence visual evoked potentials? A pilot study. *Cent Eur J Public Health.* 6:288–290.

101. Valentini E., Curcio G., Moroni F., Ferrara M., De Gennaro L., Bertini M., et al. (2007) Neurophysiological effects of mobile phone electromagnetic fields on humans: a comprehensive review. *Bioelectromagnetics*. 28: 415–432
102. Van der Meij W., Van Huffelen A.C., Wieneke G.H. and Willemsse, J.(1992): Sequential EEG mapping may differentiate "epileptic" from "non-epileptic" rolandic spikes. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* 82: 408-414.
103. Vorobyov V., Pešić V., Janac B., Prolić Z. (2004): Repeatet exposure to low-level extremely low frequency moduladet microwaves. *Iner. J. Radioat. Biol.* 80(9): 691-698
104. Wagner P., Roschke J., Mann K., Hiller W., Frank C. (1998): Human sleep EEG under the influence of pulsed radiofrequency electromagnetic fields: a polysomnographic study using standardised conditions. *Bioelectromagnetics*. 19:199–202.
105. Wagner P., Roschke J., Mann K., Fell J., Hiller W., Frank C., Grozinger M. (2000): Human sleep EEG under the influence of pulsed radio frequency electromagnetic fields. *Neuropsychobiology*. 42:207–212.
106. Wallace BE., Wagner AK., Wagner EP., McDeavitt JT. (2001): A history and review of quantitative electroencephalography in traumatic brain injury. *J Head Trauma Rehabil.* 16(2): 165-190.
107. Walter WG., Shipon HW. (1951): A new toposcopic display system. *Electroencephalogra. Clin. Neurophysiology*. 3: 281-291.
108. White JC., Langston JW., Pedley TA. (1977): Benign epileptiform transients of sleep: clarification of the small sharp spike controversy. *Neurology*. 27:1061-1068.
109. Wong P.K. (1991): The importance of source behavior in distinguishing populations of epileptic foci. *J. Clin. Neurophysiol.* 10: 314-322.
110. Yamamoto K. (1981): Basic activity oh the healthy adults EEG by the computerized wave-form recognition method. In: Yamaguchi N, Fujisawa K (ed). *Recent advance in EEG and EMG data processing*. Amsterdam. Elsevier North-Holland, p. 363-368.

111. Youbicier-Simo BJ and Bastide M. (1999): Pathological effects induced by embryonic and postnatal exposure to EMFs radiation by cellular mobile phones (written evidence to IEGMP). *Radiat Protect.* 218–223
112. Zar, J.H. (1984): *Biostatistical Analysis*. Prentice Hall, Englewood Cliffs, N. J.

СПИСАК НАЈЧЕШЋЕ КОРИШЋЕНИХ СКРАЋЕНИЦА

Дигитални мобилни радиотелефон - GSM

Мобилни телефон – МТ

Електромагнетно поље –ЕМП

Радио фреквенција - РФ

Квантитативни ЕЕГ- QEEG

Интернационална федерација за клиничку неурофизиологију- ИФКН

Америчка академија за неурологију – ААН

Специфични степен апсорпције – САР

Радиофреквенција-мобилног телефона - РФ/МТ

Спори мождани потенцијали - СП

Брзи Фуријеов трансформатор – ФФТ

САДРЖАЈ

1.0. УВОД.	07
2.0. ПРЕГЛЕД ЛИТЕРАТУРЕ.	10
2.1. КЛИНИЧКИ ЗНАЧАЈ ЕЕГ-А.	10
2.2. ФИЗИОЛОШКЕ ВАРИЈАЦИЈЕ ЕЕГ ЗАПИСА	11
2.3. КВАНТИТАТИВНИ ЕЕГ.	14
2.4. ОПИС КВАНТИТАТИВНЕ ЕЕГ АНАЛИЗЕ.	18
2.4.1 Мерење амплитуде.	18
2.4.2. Анализа фреквенција (спектрална анализа).	19
2.4.3. ЕЕГ Картографија.	21
2.4.4 Локализација извора.	22
2.5. МАТЕМАТИЧКЕ ОСНОВЕ СПЕКТРАЛНЕ АНАЛИЗЕ QЕЕГ-а.	23
2.6. КЛИНИЧКИ ЗНАЧАЈ КВАНТИТАТИВНЕ ЕЕГ АНАЛИЗЕ.	24
2.7. ГРЕШКЕ ПРИ КВАНТИТАТИВНОЈ ЕЕГ АНАЛИЗИ.	26
2.8. ИНТЕРАКЦИЈА МОБИЛНИХ ТЕЛЕФОНА И ЕЕГ-а.	28
2.6. ИНТЕРАКЦИЈА МОБИЛНИХ ТЕЛЕФОНА И ЉУДСКОГ ОРГАНИЗМА...	31
3.0 ЦИЉ РАДА.	33
4.0. МАТЕРИЈАЛ И МЕТОД	34
4.1. Субјекти у истраживању.	34
4.2. Поступак истраживања.	34
4.3. Материјал.	35
4.4 Протокол испитивања	35
4.5. Статистичка обрада.	36
5.0. РЕЗУЛТАТИ РАДА.	37
5.1. Добијени параметри амплитуда основне активности ЕЕГ-а.	37
5.2. Добијени параметри фреквенције ЕЕГ-а.	42
5.3. Континуитет основне активности.	46
5.4. Спектрална густина фреквенција.	48
6.0 ДИСКУСИЈА.	53
7.0. ЗАКЉУЧЦИ.	71
8.0 ЛИТЕРАТУРА.	73

БИОГРАФИЈА

Бишевац Бобан је рођен 1976. у Рашки. Средњу медицинску школу завршио у Косовској Митровици са оценом одличним успехом а Медицински факултет Универзитета у Приштини. Обавезан лекарски стаж обавио у Здравственом центру у Косовској Митровици а државни испит положио 2005.год. Од 2005 године запошљен као асистент приправник на предмету физиологија на Медицинском факултету Универзитета у Приштини.

Последипломске студије на Медицинском факултету у Косовској Митровици уписао школске 2005/06, где је положио све испите са просечном оценом 9,00 и магистрирао на тему : „ Функционална стања организма и когнитивни потенцијали ПЗ00“ након чега је изабран за асистента на предмету Физиологија.

Специјалиста је неурологије, а 2018. године је завршио субспецијалистичке студије из клиничке неурофизиологије са епилептологијом. Аутор је бројних радова из области базичне и клиничке неурофизиологије и неурологије.

Запошљен је на Клиници за неурологију, КЦ Ниш, на одсеку за епилепсије и поремећаје спавања. Ожењен је и отац двоје деце.

Прилог 1.

Изјава о ауторству

Бобан Бишевац

Потписани-а _____
број индекса _____

Изјављујем

да је докторска дисертација под насловом
Квантитативна ЕЕГ анализа утицаја високофреквентног електромагнетног зрачења на биоелектричну активност мозга

- резултат сопственог истраживачког рада,
- да предложена дисертација у целини ни у деловима није била предложена за добијање било које дипломе према студијским програмима других високошколских установа,
- да су резултати коректно наведени и
- да нисам кршио/ла ауторска права и користио интелектуалну својину других лица.

Потпис докторанта



У Косовској Митровици, 12.07.2018.

Прилог 2.

**Изјава о истоветности штампане и електронске верзије
докторског рада**

Име и презиме аутора Бобан Бишевац

Број индекса _____

Студијски програм _____

Наслов рада : Квантитативна ЕЕГ анализа утицаја високофреквентног
електромагнетног зрачења на биоелектричну активност мозга

Ментор: Проф.др Мирјана Спасић

Потписани/а Бобан Бишевац

Изјављујем да је штампана верзија мог докторског рада истоветна електронској верзији коју сам предао/ла за објављивање на порталу **Дигиталног репозиторијума Универзитета у Приштини, са привременим седиштем у Косовској Митровици.**

Дозвољавам да се објаве моји лични подаци везани за добијање академског звања доктора наука, као што су име и презиме, година и место рођења и датум одбране рада.

Ови лични подаци могу се објавити на мрежним страницама дигиталне библиотеке, у електронском каталогу и у публикацијама Универзитета у Приштини, са привременим седиштем у Косовској Митровици.

Потпис докторанта



У Косовској Митровици, 12.07.2018

Прилог 3.

Изјава о коришћењу

Овлашћујем Универзитетску библиотеку да у Дигитални репозиторијум Универзитета у Приштини, са привременим седиштем у Косовској Митровици унесе моју докторску дисертацију под насловом:

Квантитативна ЕЕГ анализа утицаја високофреквентног електромагнетног зрачења на биоелектричну активност мозга која је моје ауторско дело.

Дисертацију са свим прилозима предао/ла сам у електронском формату погодном за трајно архивирање.

Моју докторску дисертацију похрањену у Дигитални репозиторијум Универзитета у Приштини са привременим седиштем у Косовској Митровици могу да користе сви који поштују одредбе садржане у одабраном типу лиценце Креативне заједнице (Creative Commons) за коју сам се одлучио/ла.

1. Ауторство
2. Ауторство - некомерцијално
3. Ауторство – некомерцијално – без прераде
4. Ауторство – некомерцијално – делити под истим условима
5. Ауторство – без прераде
6. Ауторство – делити под истим условима

(Молимо да заокружите само једну од шест понуђених лиценци, кратак опис лиценци дат је на полеђини листа).

Потпис докторанта



У Косовској Митровици, 12.07.2018.

1. Ауторство - Дозвољавате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и прераде, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце, чак и у комерцијалне сврхе. Ово је најслободнија од свих лиценци.
2. Ауторство – некомерцијално. Дозвољавате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и прераде, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце. Ова лиценца не дозвољава комерцијалну употребу дела.
3. Ауторство - некомерцијално – без прераде. Дозвољавате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, без промена, преобликовања или употребе дела у свом делу, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце. Ова лиценца не дозвољава комерцијалну употребу дела. У односу на све остале лиценце, овом лиценцом се ограничава највећи обим права коришћења дела.
4. Ауторство - некомерцијално – делити под истим условима. Дозвољавате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и прераде, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце и ако се прерада дистрибуира под истом или сличном лиценцом. Ова лиценца не дозвољава комерцијалну употребу дела и прерада.
5. Ауторство – без прераде. Дозвољавате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, без промена, преобликовања или употребе дела у свом делу, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце. Ова лиценца дозвољава комерцијалну употребу дела.
6. Ауторство - делити под истим условима. Дозвољавате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и прераде, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце и ако се прерада дистрибуира под истом или сличном лиценцом. Ова лиценца дозвољава комерцијалну употребу дела и прерада. Слична је софтверским лиценцама, односно лиценцама отвореног кода.