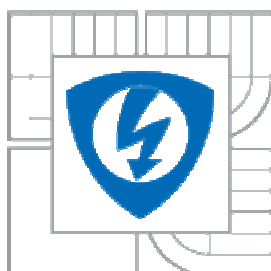




VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ**
ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

**FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING**

SNÍMÁNÍ A HODNOCENÍ EEG

RECORDING AND ANALYSIS OF EEG

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

EVA STŘIHAVKOVÁ

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

doc. Ing. MILAN CHMELAŘ, CSc.

BRNO 2012



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor
Biomedicínská technika a bioinformatika

Studentka: Eva Střihavková
Ročník: 3

ID: 115116
Akademický rok: 2011/2012

NÁZEV TĚMATU:

Snímání EEG a jeho hodnocení

POKyny PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Popište vlastnosti signálu vytvářeného mozkiem. Prostudujte metodiku snímání EEG signálů a uveďte podrobný přehled rušení, které se vyskytují v EEG signálech. 2) Navrhněte měřicí protokol pro snímání EEG signálů. 3) Navrhněte systém biologické zpětné vazby založený na hodnocení elektrické aktivity mozku. 4) Pro skupinu 10 subjektů proveďte snímání EEG s využitím biologické zpětné vazby. 5) Pro analýzu dat použijte dodanou programovou aplikaci od výrobce EEG přístroje. Pomocí aplikace zobrazte: a) elektrickou aktivitu mozku pomocí časových průběhů signálů EEG z vybraných svodů; b) mapováním rozložení elektrických potenciálů na povrchu hlavy pro vybraný časový okamžik; c) spektrální analýzu snímaného signálu měřením výkonu ve standardizovaných frekvenčních pásmech. 6) Naměřené signály vyhodnoťte. Zaměřte se na vliv artefaktů na EEG signál a jeho hodnotitelnost a vliv biologické zpětné vazby na výsledek plnění daného úkolu u testovací skupiny subjektů.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] MIŠUREC, J., CHMELAR, M. Elektroencefalografie, Institut pro pro další vzdělávání středně zdravotnických pracovníků v Brně 1990.

[2] BERLIT, P. Memorix neurologie, Grada 2007.

Termín zadání: 6.2.2012

Termín odevzdání: 25.5.2012

Vedoucí práce: doc. Ing. Milan Chmelař, CSc.

Konzultanti bakalářské práce:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

Prohlášení

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Snímání a hodnocení EEG jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autorka uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne

.....

podpis autorky

Poděkování

Děkuji vedoucímu bakalářské práce doc. Ing. Milanu Chmelařovi, CSc. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a trpělivost při zpracování mé bakalářské práce. Děkuji také své rodině za potřebnou podporu během mého studia.

V Brně dne

.....

podpis autorky

Abstrakt

Tato bakalářská práce obsahuje přehled anatomie a fyziologie nervového systému, dále pak popis spontánní EEG aktivity a evokovaných potenciálů. Zmíněny jsou i vlastnosti fotostimulátoru a elektrod včetně jejich umístění na hlavě pacienta. Je popsán i průběh vyšetření a vlastnosti EEG přístroje. V praktické části jsou rozebrány nasnímané signály skupiny 15 subjektů s rušením a využitím biologické zpětné vazby. Je zobrazena elektrická aktivita mozku pomocí časových průběhů signálu, rozložení elektrických potenciálů na povrchu hlavy pro vybraný časový okamžik a je provedena spektrální (numerická) analýza snímaného signálu ve standardizovaných frekvenčních pásmech. Závěr patří doporučením pro snímání EEG signálu.

Klíčová slova

Neuron	Biologická zpětná vazba
Synapse	Spektrální analýza
Spontánní aktivita	Rozložení potenciálů
Evokovaný potenciál	Mapování mozku
Akční potenciál	Amplitudová mapa
Elektroda	Frekvenční mapa
Elektroencefalograf	Vlnová aktivita
Elektrická aktivita mozku	
Artefakty	

Abstract

This bachelor's thesis contains an overview of anatomy and physiology of the nervous system and is followed by a description of spontaneous EEG activity and evoked potentials.

Mentioned are properties of the photostimulator and electrodes including their location on the patient's scalp. In this bachelor's thesis is also described the procedure of EEG examination and properties of the EEG equipment. In the practical part are analyzed signals of 15 subjects with disturbance and by using of biofeedback. It is shown brain electrical activity in time, the distribution of electrical potentials on the scalp surface for a selected point in time and is performed spectral (numerical) analysis of the scanned signal in standardized frequency bands. Conclusions include recommendations for recording EEG signals.

Key words

Neuron
Synapsis
Spontaneous activity
Evoked potencial
Action potencial
Electrode
Electroencephalograph
Electric activity of brain

Artefacts
EEG biofeedback
Spectral analysis
Distribution of potenciales
Brain mapping
Amplitude map
Frequency map
EEG waves

STŘIHAVKOVÁ, E. *Snímání EEG a jeho hodnocení*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2012, 62s, 25 příloh. Vedoucí bakalářské práce doc. Ing. Milan Chmelař, CSc..

Obsah

Seznam obrázků	- 10 -
A) Teoretická část	- 12 -
1. Význam EEG.....	- 12 -
2. Přehled anatomie a fyziologie nervového systému	- 13 -
2.1. Neuroglie	- 13 -
2.2. Neuron	- 13 -
2.3. Synapse	- 15 -
2.3. Akční potenciál.....	- 15 -
3. EEG signál.....	- 17 -
3.1. Rozdělení signálu	- 18 -
3.1.1. Alfa aktivita	- 18 -
3.1.2. Beta aktivita	- 19 -
3.1.3. Theta aktivita	- 19 -
3.1.4. Delta aktivita.....	- 20 -
Lambda rytmus	- 20 -
Mí rytmus.....	- 20 -
Sigma rytmus	- 20 -
3.2. Evokované potenciály.....	- 22 -
3.2.1. Stimulátory.....	- 24 -
4. Elektroencefalogram (EEG).....	- 25 -
4.1. Průběh vyšetření	- 25 -
4.2. Typy elektrod.....	- 26 -
4.3. Rozložení elektrod	- 27 -
4.4. Artefakty v EEG záznamu	- 28 -

4.4.1. Artefakty z pacienta	- 29 -
4.4.2. Technické artefakty	- 33 -
4.5. Popis elektroencefalografu	- 34 -
5. Biologická zpětná vazba (EEG biofeedback).....	- 37 -
Historie metody	- 37 -
Popis a princip metody	- 38 -
Popis tréninkového komplexu	- 39 -
B) Praktická část.....	- 41 -
1. Zhodnocení EEG záznamu	- 42 -
2. Zhodnocení biofeedbacku	- 44 -
3. Rozložení elektrických potenciálů na povrchu hlavy	- 48 -
4. Frekvenční mapování snímaného artefaktu.....	- 50 -
5. Spektrální analýza snímaného signálu	- 52 -
Závěr.....	- 56 -
Seznam literatury.....	- 57 -
Seznam použitých symbolů a zkratk	- 59 -
Seznam příloh.....	- 61 -

Seznam obrázků

Teoretická část

Obr. 2.1. Popis neuronu	-11-
Obr. 1.2. Detail neuronu	-12-
Obr. 2.3. Graf akčního potenciálu	-14-
Obr. 2.4. Akční potenciál	-14-
Obr. 3.1. Ukázka záznamu	-19-
Obr. 3.2. Charakteristický záznam EEG	-19-
Obr. 3.3. Foto + fonostimulátor.....	-22-
Obr. 4.1. Rozložení elektrod	-22-
Obr. 4.2. Artefakty na EEG záznamu	-27-
Obr. 4.3. Systém pro EEG vyšetření.....	-34-
Obr. 5.1. Schéma biofeedbacku.....	-36-
Obr. 5.2. Nákres biofeedbacku v praxi.....	-38-

Praktická část

Obr. 1.1. Ukázka klidového záznamu.....	- 42-
Obr. 2.1. Cíle hry Formula	- 44 -
Obr. 2.2. Cíle hry River.....	- 45 -
Obr. 2.3a. Ukázka frekvenční mapy se zvýšenou aktivitou Gama	- 45 -
Obr. 2.3b. Ukázka frekvenční mapy se zvýšenou aktivitou Gama	- 45 -
Obr. 2.4. Ukázka frekvenční mapy se zvýšenou aktivitou Delta a Theta	- 46 -
Obr. 3.1. Princip topografického mapování	- 46 -
Obr. 3.2. Amplitudová mapa v časovém okamžiku v klidovém záznamu.....	- 46 -

Obr. 4.1. MU aktivita	- 46 -
Obr. 5.1. Výkonové spektrum artefaktů z mrkání, zatnutí zubů, sevření v pěst a zívání....	- 46 -
Obr. 5.2. Výkonové spektrum signálu při frekvenci 11Hz v artefaktu mrkání.....	- 46 -
Obr. 5.3. Výkonové spektrum při hře.....	- 46 -

A) Teoretická část

V teoretické části práce je zmíněn význam EEG, přehled anatomie a fyziologie nervového systému s uvedením krátkého vysvětlení akčního potenciálu. EEG signál je rozebrán na jednotlivá frekvenční pásma a evokované potenciály. Je uveden přehled možných rušení EEG signálu a informace o biologické zpětné vazbě. Popsán je i elektroencefalograf, jeho typy elektrod a průběh vyšetření elektroencefalogramem.

1. Význam EEG

EEG hodnotí funkční aktivitu mozkových struktur, detekuje ložiskovou poruchu, hodnotí difúzní poruchu u metabolických a zánětlivých afekcí a má velký význam při diagnostice epilepsie. EEG ukazuje projekci poruch biopotenciálů na povrchu lebky, neukazuje tedy přesnou lokalizaci. Je to záznam časové změny elektrického potenciálu způsobeného mozkovou aktivitou. Tento záznam je pořízen elektroencefalografem. Užívá se ke krátkodobému sledování akutních stavů (infekce CNS, traumata CNS, metabolická onemocnění CNS, tumory, intoxikace, stavy bezvědomí) i k dlouhodobému sledování s hodnocením vývoje grafu v čase. Klasické EEG je neinvazivní a snadno opakovatelné vyšetření. Má nezastupitelnou roli v epileptologii. Jinou možností je tzv. ECG (elektrokortikografie), což je invazivní metoda kdy se elektrody přikládají přímo na mozkovou tkáň nebo se zanořují do mozkové tkáně. Užívá se hlavně pro epileptochirurgické zákroky. Spánkové EEG se současným snímáním pacienta umožňuje diagnostiku poruch spánku. Pro hodnocení se používá i počítačové zpracování EEG (frekvenční analýza, brain mapping).

2. Přehled anatomie a fyziologie nervového systému

Na celulární úrovni disponuje nervový systém dvěma hlavními třídami buněk a to neurony a gliemi. Mozek obsahuje asi 1011 neuronů, avšak komplexita lidského chování je založena méně na specializaci neuronů, než na tvorbě specifických neuronálních okruhů.

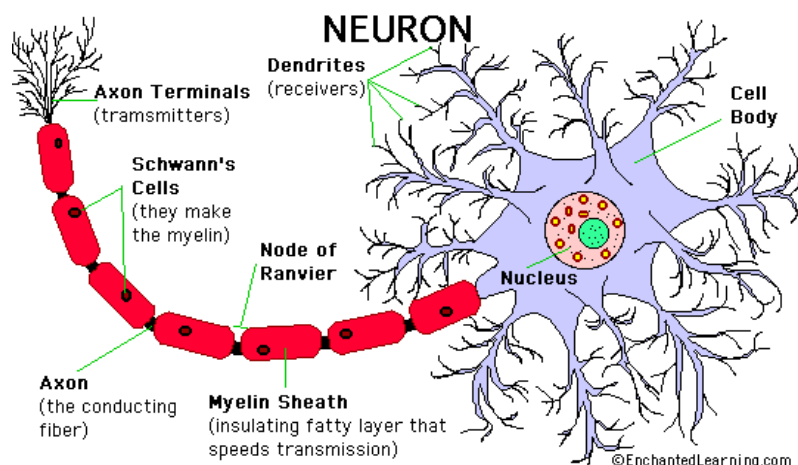
2.1. Neuroglie

Gliálních buněk je asi 5x více než neuronů. Z hlediska anatomického a funkčního se glie dělí na mikroglie a makroglie. Buňky mikroglie pocházejí z makrofágů mimo nervový systém a jsou mobilizovány po poranění, infekci či jiném postižení nervového systému. Mezi makroglie patří Schwannovy buňky, oligodendrocyty a astrocyty.

Neuroglie mohou regulovat samotný synaptický přenos a tak i modulovat přenos signálu. Odstraňuje přebytečné neurotransmitery a tak usnadňuje přenos signálů mezi neurony. Tvoří strukturální oporu neuronů, současně odděluje a izoluje skupiny neuronů a jejich synapse. Během vývoje mozku řídí směr růstu neuronů. Oligodendroglie produkuje myelin v CNS, Schwannovy buňky produkují periferní myelin. Astrocyty se podílejí na tvorbě krevně-mozkové bariéry. Gliové elementy produkují růstové faktory a podílejí se na výživě neuronů.

2.2. Neuron

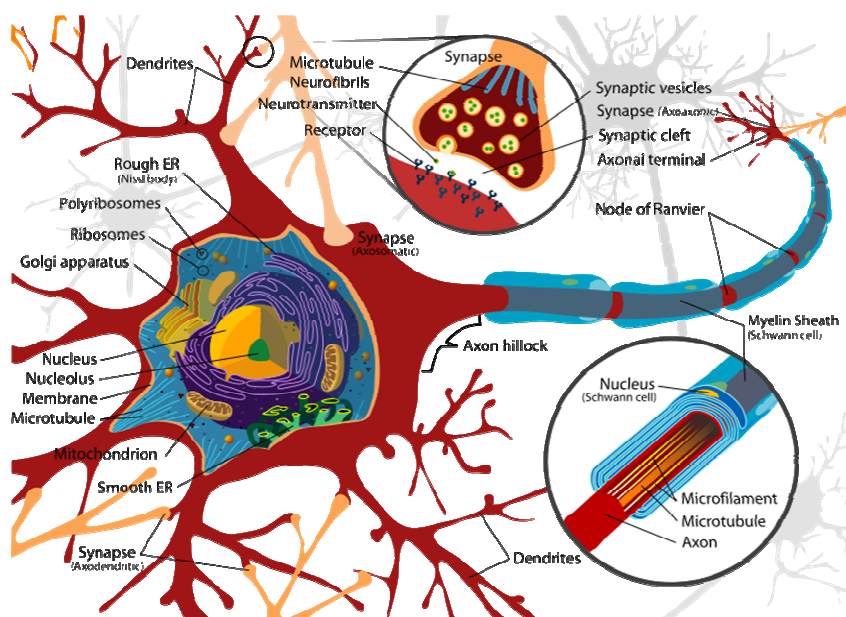
je základní anatomickou a funkční jednotkou nervového systému na buněčné úrovni. Jeho hlavní funkcí je přenos a zpracování signálu. Každý neuron má tělo (tzv. soma), kde je metabolické centrum neuronu, v jehož jádře je uchována genetická informace a ER, kde jsou syntetizovány bílkoviny. Dendrity přivádějí informace od ostatních neuronů. Axon převádí akční potenciál a pomocí presynaptického zakončení tvořící synapsi jej předává dalším buňkám. Princip dynamické polarizace znázorňuje, že přenos signálu je jednosměrný, tzn. je šířen na základě polarizace v oblasti dendritů a těla, dochází ke generování akčního potenciálu v segmentu axonu a odtud je šířen k terminálnímu zakončení. Princip konekční specifity zabezpečuje, že neurony netvoří synapse náhodně.



Obrázek 2.1. Popis neuronu (převzato z [26])

Podle tvaru se neurony dělí na unipolární, bipolární, pseudounipolární a multipolární. *Unipolární* neurony mají jeden výběžek, vyskytují se v autonomním nervovém systému. *Bipolární* neurony mají jeden axon a jeden dendrit. Vyskytují se např. na sítnici. *Pseudounipolární* neurony vznikly fúzí dendritu a axonů do jednoho výběžku, jsou to primární senzitivní neurony. Nejpočetnější skupinou jsou *multipolární* neurony, které mají jeden axon a více dendritů.

Dalším možným dělením podle funkce jsou neurony *projekční*- slouží pro přenos informace do nervového systému a naopak, - *lokální interneurony*.



Obrázek 2.2. Detail neuronu (převzato z [30])

2.3. Synapse

Neurony se na sebe napojují synapsemi, které jsou na začátku dendritů a na konci neuritů. Pomocí synapsí je uskutečňován přenos signálu. Jedná se o malé rozšíření koncové části nervového vlákna, které se těsně dotýká rozšíření druhého neuronu, který informaci přejímá.

Chemická synapse je tvořena dvěma neurony - pre- a postsynaptický se štěrbinou o šíři 20 - 40 nm. Přenos je pouze jednosměrný a je uskutečňován pomocí neurotransmiteru. Při šíření akčního potenciálu (nervového vzruchu) je na presynaptickou membránu uvolněn neurotransmitter. Tato chemická látka je vpravena do intersynaptické štěrbině kde vyvolá postsynaptický potenciál na postsynaptické membráně druhé buňky. Excitační (budivý) podnět vyvolává neurotransmitter noradrenalin (dlouho byl znám jen adrenalin), inhibiční (tlumivý) podnět vyvolá acetylcholin. Používá se název adrenergní a cholinergní synapse. Některé přenosy fungují i bez chemického neurotransmiteru tedy bioelektrickou cestou (např. v srdečním svalu).

Za neurotransmitery jsou považovány látky, které jsou syntetizovány v neuronu a jsou přítomny v presynaptickém zakončení, působí specifický efekt v postsynaptickém neuronu, mohou napodobit efekt endogenního uvolnění pokud jsou aplikovány exogenně. Chemicky existují dvě třídy: substance s malou molekulou (celkem 9 substancí - acetylcholin, biogenní aminy a aminokyseliny) a neuroaktivní peptidy (hypothalamické uvolňující hormony, neurohypofyzární hormony - oxytocin, vazopresin, hypofyzární hormony - ACTH, prolaktin aj., gastrointestinální peptidy, opioidy a další peptidy - bradykinin, kalcitonin, CGRP aj.).

Elektrická synapse je tvořena párem iontových kanálů v místě kontaktu obou neuronů, tzv. *gap junction*. Tyto kanály 3,5 nm široké se nazývají connexony, které jsou tvořeny connexiny - 6 proteinovými podjednotkami. Tyto synapse umožňují oboustranný přenos signálu, jejich funkce je zabezpečit rychlou a synchronní reakci skupiny neuronů.

2.3. Akční potenciál

Akční potenciál („nervový impuls“) je místní a přechodná změna membránového potenciálu, k níž dochází zejména na buněčné membráně neuronů a svalových buněk. Příčinou této náhlé změny je otevření sodíkových kanálů, což má za následek rychlé vtékání sodíkových iontů (Na⁺) dovnitř buňky po koncentračním spádu, což

je depolarizace. Akční potenciál se v axonech nervů přenáší na dlouhé vzdálenosti a ve svalech způsobuje svalový stah.

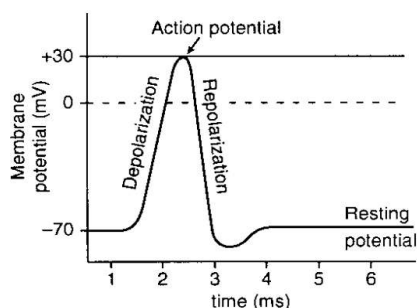
Akční potenciál je vlastně depolarizace předtím silně polarizované membrány. Po krátkém období akčního potenciálu se však začnou draslíkové ionty pohybovat směrem opačným a opět obnoví polarizaci (dojde dokonce k hyperpolarizaci). Do původního stavu uvede nakonec vše sodíkodraslíková pumpa, která za spotřeby ATP přenesou sodíkové ionty ven a draslíkové ionty dovnitř.

Dosáhne-li depolarizace membrány spouštěcí úrovně (prahu), tj. dojde-li k dostatečně rychlé depolarizaci o 10 až 20 mV, dochází v axonální membráně k velmi rychlé depolarizaci. Membránový potenciál se změní během cca 0,5 ms na +30 až +50 mV a poté dochází ke stejně rychlé repolarizaci až na asi 70% původní hodnoty membránového potenciálu. Tento rychlý vzestup a pokles membránového potenciálu se nazývá hrotový potenciál. Po pomalejší následné depolarizaci (okolo 4 ms) dosáhne membránový potenciál původní klidové úrovně a dochází k následné hyperpolarizaci o několik mV pod původní klidovou hladinu a k návratu na hodnotu klidového potenciálu (cca 40 ms).

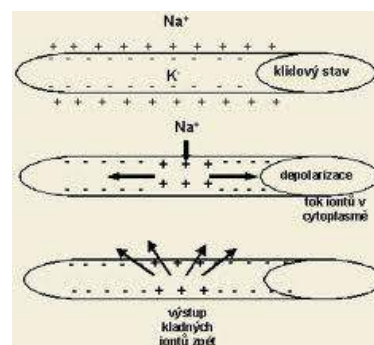
Existencí spouštěcí úrovně je zajištěno, že malé náhodné depolarizace membrány nezpůsobují vznik akčních potenciálů. Vlastnosti stimulačního podnětu nejsou při jeho axonálním přenosu kódovány v amplitudách akčních potenciálů, ale v jejich frekvenci - v počtu jednotlivých akčních potenciálů vygenerovaných v určité časové sérii. Latence je časové zpoždění mezi začátkem podnětu do vzniku píku akčního potenciálu. Refrakterní období má dvě fáze:

1. absolutní refrakterní období, což je délka období po vzniku akčního potenciálu, během něhož je nemožné vyvolat další akční potenciál (trvá několik milisekund od dosažení spouštěcí úrovně do doby, kdy proběhne repolarizace asi z 1/3); následuje

2. relativní refrakterní období, kdy musí být podnět pro vyvolání dalšího akčního potenciálu větší než normálně (trvá přibližně do uzavření K⁺ kanálů).



Obrázek 2.3. Graf akčního potenciálu [28]



Obrázek 2.4. Akční potenciál

3. EEG signál

jako trvalý šum mozku obsahuje široké frekvenční spektrum. Frekvenční rozmezí má fuzzy horní i dolní hranici, neexistuje přesné rozhraní mezi normálním a abnormálním EEG. Normálnost byla stanovena pro jednotlivé věkové skupiny, bdělost, spánek apod. na základě studií. Spontánní elektrická aktivita mozku má náhodný charakter, nemůžeme jej předvídat, proto má EEG přístroj velký počet kanálů.

Klinicky využité pásmo EEG signálu je rozmezí 0,1 Hz až 100 Hz (případně 0,5 – 70 Hz). Frekvence jsou rozděleny do pásem delta, theta, alfa, beta, gama. Pojmenování pásem je historické, jako první byly pojmenovány Hansenem Bergerem vlny alfa a beta, gama pásmo definováno Jasperem a Andrewsem a theta Walterem.

Na EEG křivce rozeznáváme jevy rytmické a nerytmické, v obou skupinách jsou jevy pravidelně se opakující nebo občasně. U všech těchto jevů zjišťujeme amplitudu, tedy výšku vlny, kterou měříme od dolního až k hornímu vrcholu (mezi vrcholy sousední negativity a positivity) a je ovlivněna průchodem přes jednotlivé vrstvy mozkových obalů, které signál mění. Amplituda potenciálu v elektroencefalogramu se pohybuje v rozmezí od 5 do 150 - 200 μV , kortikogram cca 500 - 1500 μV . V klinické praxi není důležité znát přesné hodnoty amplitudy, stačí jen ohodnocení velká, střední nebo malá. Výšku vlny udáváme v μV ; měřítko amplitudy získáme kalibrací přístroje zvoleným normálovým napětím (obvykle 50 μV). Hranice velikosti amplitudy pro alfa, theta a delta pásmo jsou: nízká amplituda 10 - 30 μV , střední 30 - 70 μV , vysoká nad 70 μV , plochý graf do 10 μV , pro beta pásmo platí nízká amplituda do 10 μV , střední 10 - 25 μV , vysoká 25 μV .

Tvar křivky je závislý na časové konstantě přístroje. Mají-li být záznamy srovnatelné navzájem, je nutné nastavit stejnou časovou konstantu ve všech svodech, případně přímo v programu. Pro každý druh zápisu je třeba zvolit nejvhodnější časové měřítko. Pro EEG křivku je to 30 mm/s. Změnou časové konstanty se tvar vln výrazně změní (časová konstanta představuje zhruba nejdelší trvání potenciálu, který se ještě bez většího zkreslení zaznamená). Zvyšováním dolního mezního kmitočtu potlačujeme pomalé změny, snižováním horního mezního kmitočtu potlačujeme rychlé změny.

Jako pozitivní fázi označujeme výchylku křivky směrem dolů, negativní směrem nahoru. Zvrat fází je známkou ložiska elektrické aktivity, která se objevuje při různých chorobných ložiskových procesech, hlavně u nádorů. Vzniká tak, že od ložiska, kde je maximum elektrických změn, ubývá všemi směry patologické elektrické aktivity. Při seřazení elektrod do jedné řady při bipolárním zapojení se objeví ve dvou svodech, jejichž společnou

elektrodou je elektroda v místě nebo v těsné blízkosti samotného ložiska, záznam je identického tvaru i frekvence, ale jejich fáze je opačná. [4, 7, 15]

3.1. Rozdělení signálu

3.1.1. Alfa aktivita

Frekvence je v rozmezí 8 - 13 Hz, nejčastěji 9,5 - 10,5 Hz, 7 - 8 Hz při ospalosti. Nejlépe viditelná je při zavřených očích a fyzické relaxaci. Alfa aktivita se postupně vyvíjí - kolem 4 měsíců má frekvenci cca 4 Hz, 12 měsíců 6 Hz, ve 3 letech 8 Hz, od 10 let 10 Hz. Tento rytmus má vyšší amplitudu nad nedominantní hemisférou. Je tvořena sinusoidálními vlnami, zejména děti mají tzv. ostrou alfa. Vyskytuje se tzv. dojem „pulzování“, záznam je při složení ze dvou blízkých frekvencí, například 9 a 10 Hz, v kombinaci s úseky beta aktivity až tvar vřeten. O alfa rytmu hovoříme při procentu zastoupení alfa aktivity v jednosekundovém záznamu větším než 50 %, mezi 30 a 50% hovoříme o aktivitě, při poklesu pod 30% se jedná o skupinky.

Nejvyšší amplituda se vyskytuje pod elektrodami O1, O2; P3, 4; T5,6, tedy maximum nad zadními kvadranty, temporální a centrální šíření v 30 %, tedy často přesah pod C3, 4; A1, 2; T3, 4. Amplituda je u dětí vyšší než 50 – 60 μV , méně modulovaná, u dospělých 15 – 50 μV , v některých případech menší než 15 μV (v 6 – 7 %), ve stáří je amplituda nižší, u více než 60 % asymetrická, většinou vyšší vpravo. Asymetrie je přičítána změně tloušťky kalvy. Kritéria asymetrie naplňuje okolo 1 % zdravých dospělých subjektů, nevyskytuje se u zdravých dětí.

Alfa aktivita je blokována stimulem, hlavně světelným (otevření očí, fotostimulátor), po opětovném zavření očí se alfa rytmus znova objevuje, může mít na přechodnou dobu vyšší amplitudu – rebound fenomén, nebo frekvenci – squeak fenomén. U 25 % dospělých nemusí být reakce zástavy na otevření očí patrná.

Další reaktivita: úbytek alfa rytmu při ospalosti, mentální činnosti, zvýšené pozornosti, hyperventilace může zvyšovat amplitudu. U části jedinců může být alfa aktivita přítomna jen v krátkých periodách po zavření očí. U některých zdravých jedinců je alfa rytmus nepravidelný - kolísá. Bancaudův fenomén potlačí amplitudy alfa rytmu při otevření očí.

a) MU rytmus

Tzv. rolandický rytmus jež je podobný alfa aktivitě s frekvencí 9 - 11 Hz. Je charakterizován ostrou negativní a zaoblenou pozitivní fází, ubývá ho s věkem, je častý u

psychiatrických onemocnění. Lokalizace v centrálních oblastech, pod C3, 4 a Cz elektrodami, příležitostně ovlivnění P3, 4. Není ovlivněn otevřením očí, ale pohyby (sevření pěsti, případně jen úmyslem pohybu). MU aktivita má pravděpodobně souvislost se záchvatovými onemocněními.

b) Kappa rytmus

Přední temporální rytmus v alfa pásmu, spíše okulární artefakt.

3.1.2. Beta aktivita

Je rytmická aktivita charakterizována frekvencí rychlejší než 13 Hz s amplitudou nepřesahující 20 μ V. Nejčastěji v rozmezí 15 - 20 μ V, obvykle tvar sinusoidy, hrotnaté nebo obloukovité u vzdálenějších frekvencí, pravidelné u blízkých frekvencí. Může se vyskytovat v epizodách až výbojích. Beta rytmus není synchronní nad oběma hemisférami. Amplituda a distribuce může být zvýšena při ospalosti, REM spánku, NREM I - II, u defektu lbi, při farmakologickém ovlivnění, zejména benzodiazepiny, barbituráty. Relativně více se vyskytuje u žen než u mužů.

Pásmo beta se dělí:

- **SMR (12 - 15 Hz)** - při klidné bdělosti, souvisí s emocemi
- **střední beta (15 - 18 Hz)** - při pozornosti, soustředění, při jednání a běžné práci
- **vysoká beta (18 - 30 Hz)** - při stresu, vyrušení, podráždění, souvisí s trémou, napětím, úzkostí
- **nad 30 Hz /gama/** - při extrémně zátěžových situacích

3.1.3. Theta aktivita

Má frekvenci 4 - 7 Hz, v malém množství bývá i u zdravých osob v centrální, temporální a parietální oblasti. Ojediněle bývá rytmická, s amplitudou 5 - 20 μ V. Jestliže je amplituda theta vlny dvakrát vyšší než je alfa, jedná se o patologický stav. Vyskytuje se ve stavu hluboké relaxace na pokraji spánku. Spojuje se s kreativními nápady, velice živým mentálním sněním v bdělém stavu s přístupem k podvědomí.

3.1.4. Delta aktivita

Jsou pomalé vlny s frekvencí v rozmezí 0,5 - 4 Hz. které zažíváme ve spánku beze snů. V bdělém stavu je u dospělých patologií, u novorozenců je v normě. Jejich amplituda se pohybuje mezi 75 až 150 μV , může být i 250 μV .

Lambda rytmus

Ostré transienty objevující se v bdělém stavu v okcipitálních oblastech, trvání cca 200 – 300 ms, nízké amplitudy, většinou do 20 μV .

Mí rytmus

Vlny mají často „arkádový“ nebo „hřebenový“ tvar. Frekvence mí rytmu je poloviční oproti beta rytmu. Netlumí se otevřením očí, ale představovaným a skutečným pohybem, zejména ruky.

Sigma rytmus

Má frekvenci kolem 14 Hz. Amplituda je obvykle kolem 30 – 40 μV . Objevuje se ve zřetelných skupinách.

V elektroencefalogramech odlišujeme od normálních vln ještě vlny ostré a hroty.

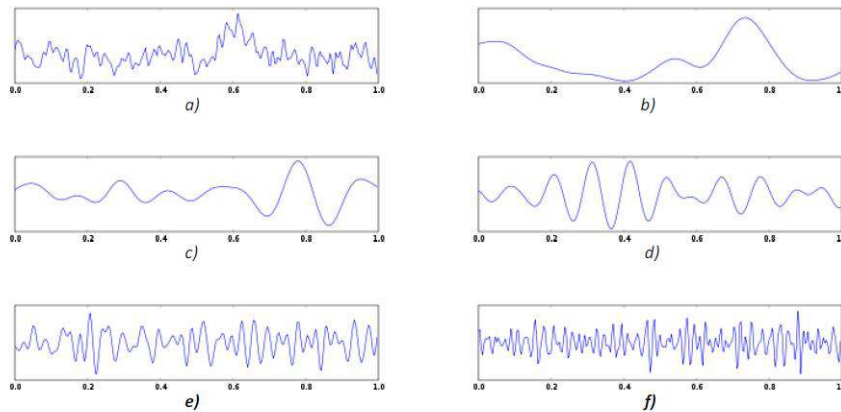
Ostrá vlna je samostatná vlna trojúhelníkového tvaru, která trvá od 0,08 do 0,2 s. Hroty jsou pak také samostatné vlny, ale jejich trvání je kratší než 0,08 s.

Komplexem hrotu a vlny se označuje skupina 2 nebo více vln, které se jasně liší od základní aktivity a opakují se. První má trvání pod 0,08 s (hrot) a druhá mezi 0,2 - 0,5 s (vlna).

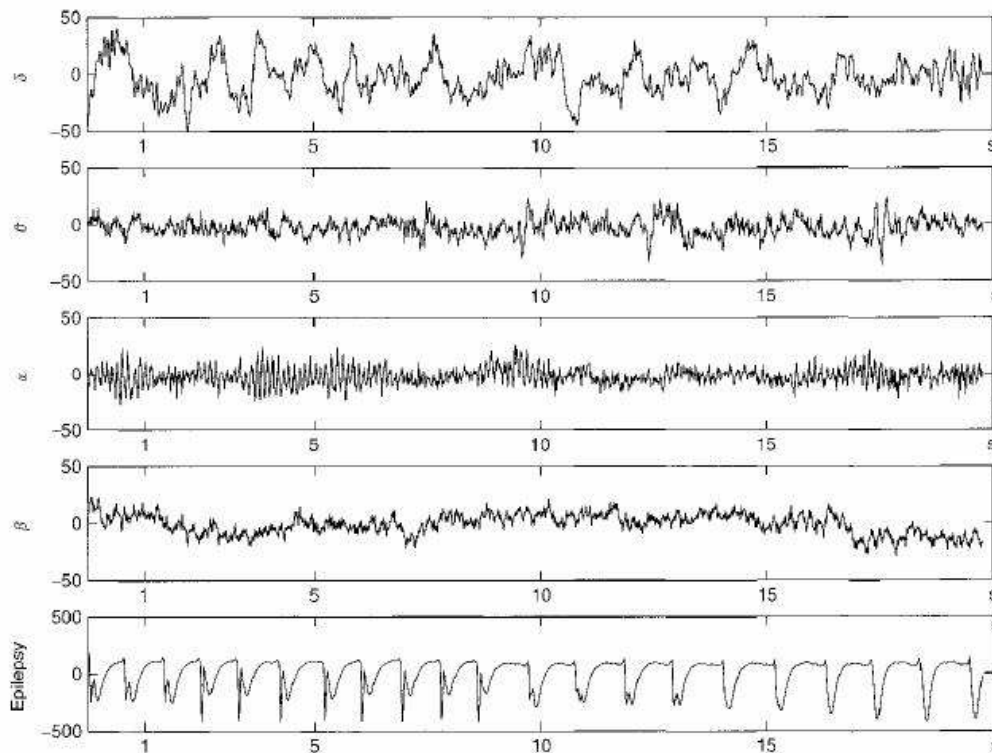
Jako komplex ostré a pomalé vlny se označuje komplex podobný komplexu hrotu a vlny, avšak trvání ostré vlny je 0,08 – 0,2 s a trvání vlny pomalé 0,5 – 1 s.

U psychiatrickým pacientů se vyskytují často také tzv. pozitivní hroty 6 a 14 za s. Jejich frekvence je patrná podle názvu. Pohybuje se kolem 6 a 14 Hz. Trvají asi 1/14 s a jejich amplituda je obvykle 50 – 100 μ V. Objevují se v sériích nejméně 3 hrotů.

[4, 13, 15]



Obr.3.1. a) Jedna sekunda záznamu EEG b) fáze delta c) fáze theta d) fáze alfa e) fáze beta f) fáze gamma (převzato z [29])



Obr. 3.2. Charakteristický záznam EEG (převzato z [1])

3.2. Evokované potenciály

Evokované potenciály jsou diskrétní změny elektrické aktivity nervového systému (zejména mozku) vzbuzené kvantifikovaným stylizovaným podnětem. Spontánní aktivita - spontánní potenciály korelují s klidovým nálezem na EEG. Podíl evokované odpovědi na současné základní aktivitě CNS se odhaduje na 0,1 - 10%. Bez počítačového zpracování nejsou evokované odpovědi zřetelné. Evokovaný potenciál se vyskytuje s určitým časovým zpožděním po nadprahovém podnětu. Střední hodnota náhodného signálu je za dostatečně dlouhý časový interval rovna nule. Mnohočetným vybavením stejného podnětu a registrací odpovědí je možno pomocí počítače se zprůměrnovacím programem extrahovat evokované odpovědi z náhodné EEG a EMG aktivity. Pokud je velikost stimulačního podnětu na prahové úrovni, pak se zmenšuje i amplituda evokovaného potenciálu. Čím větší je evokovaná odpověď a čím menší je její rušení vnitřními a zevními vlivy, tím menší počet zprůměrněných přeběhů (epoch) je nutný. Někdy stačí 50 epoch, někdy i několik tisíc. [23]

Základní mechanismus aferentace představuje série navazujících dějů. Při působení vhodného podnětu vzniká v receptoru generátorový potenciál. Jeho velikost určuje množství a frekvenci nervových AP, které se šíří po připojeném nervovém vláknu. AP prochází mnoha drahami, které jsou tvořeny aferentními neurony a dostávají se do specifické senzorické oblasti kůry. Cestou probíhá na synaptických spojích filtrace, integrace a další jevy. Do kůry se dostává jen výsledek těchto procesů. Ze specifické senzorické oblasti se vzruchy šíří do asociačních oblastí kůry, kde nastává jejich další zpracování. Snímání se děje z povrchu hlavy ve vlasaté části pokožky systémem zapojení elektrod 10-20. [23]

Všechny elektrické odpovědi, které vznikají v nervové tkáni a jsou vyvolány vhodnými podněty specifické modality (zrakové, sluchové, somatosenzorické) se zahrnují pod pojem evokované potenciály. U senzitivních systémů, které se vyšetřují (tj. u somatosenzorického, akustického, zrakového a v poslední době i vestibulárního a čichového) je nejdůležitějším měřítkem pro hodnocení evokovaných potenciálů přítomnost vyvolané odpovědi a její latence. [23]

Diagnostická metoda evokovaných potenciálů sleduje především rychlost vedení, se kterou se vzruchy šíří v jednotlivých drahách. Další sledované parametry jsou amplituda a tvar odpovědi. Tyto veličiny závisí mimo jiné na množství činných neuronů a na stupni nebo stadiu synchronizace, se kterou se vzruchy šíří vlákny aferentních drah. [23]

Vyšetřování evokovaných potenciálů s výjimkou pozdních kortikálních odpovědí představuje funkční zhodnocení určité senzorické aferentní dráhy a umožňuje vyslovit závěr o jejich funkčních vlastnostech.

Evokované potenciály slouží k vyšetření nervových drah

- zrakového systému (VEP = visual evoked potentials),
- sluchového systému, který prochází mozkovým kmenem (BAEP = brainstem auditory evoked potentials),
- drah vedoucích citlivost z horních i dolních končetin (SEP = somatosensory evoked potentials) a
- drah vedoucích hybnost hlavní motorickou dráhou - pyramidovou dráhou (MEP = motor evoked potentials).
- mohou vyšetřit i pozdější zpracování signálu mozkovou kůrou, které se normálně objevuje asi za 300 milisekund. (ERP - event related potentials).

Každá z těchto drah je stimulována (drážděna) přiměřeným podnětem, který je stále stejný. Při dostatečném počtu podnětů je počítač schopen výsledek zprůměrnit a vytvořit sérii vlnek, které odpovídají jednotlivým úsekům vyšetřované dráhy v CNS. Protože podněty byly stejné a byl jich dostatek, je možno od záznamu, který je snímán jako normální elektroencefalogram (EEG - záznam elektrické aktivity mozku) - jen menším počtem elektrod umístěných na hlavu - odečíst právě tuto normální elektrickou aktivitu. Pak vynikne převod elektrického impulsu pouze vyšetřovanou dráhou. [23]

Porušení nervových drah v jejich průběhu se projeví zpomalením rychlosti vedení nervového vzruchu, eventuálně snížením amplitudy obvyklých vln, zobrazených tímto vyšetřením. Postižený myelin není schopen převádět vzruch dostatečně rychle. V akutním stavu můžeme několik prvních dnů u těžších poruch hybnosti či zraku vidět i úplný blok vedení odpovídající neschopnosti čerstvě demyelinizovaného vlákna převést vzruch vůbec (vlna, která má své normální umístění, zmizí přechodně zcela). [23]

Abnormní nálezy ve více než jednom z těchto systémů jsou důkazem pro to, že postižení nervového systému je způsobeno více než jedním ložiskem - je víceložiskové, ačkoli se pouhým klinickým vyšetřením může ještě jevit jako jednoložiskové. Tím tyto abnormní nálezy evokovaných potenciálů podporují diagnózu RS. V době, kdy neexistovala MRI, byly nejvýznamnější laboratorní metodou pro určení diagnózy RS. Nyní je význam vyšetření EP již méně významný. [23]

Normální nálezy při vyšetření evokovaných potenciálů nejsou jednoznačným vyloučením počínajícího onemocnění např. u RS. Testované dráhy nemusí být ty, na nichž se nacházejí zánětlivá ložiska nebo zánětlivé ložisko postihuje jen část dráhy a její hlavní část je schopna funkce a zobrazí evokovaný potenciál.

Opakované vyšetření evokovaných potenciálů slouží ke zhodnocení změn v čase. [23]

3.2.1. Stimulátory

Všechny evokované odpovědi jsou reakcí nervového systému na určitou stimulaci. Stimulovat nervový systém je možné jakýmkoliv způsobem, např. poklep kladívka, silnější dotek na kůži, bolest, vpich, náhlá změna teploty, emoce atd. Stimulace pro použití v klinických podmínkách byla standardizována podle modality evokované odpovědi, která je vyšetřována.

Fotostimulátor je přístroj pro stimulaci zraku pomocí světelných impulsů, který je buď přímo vestavěn v EEG přístroji nebo je připojen jako samostatná jednotka. Zdrojem světla je výbojka nebo krátká zářivková trubice, která se umísťuje asi 15 - 20 cm od zavřených očí. V dnešních fotostimulátorech poskytuje světelné impulsy LED Intenzitu a frekvenci záblesků lze měnit od ojedinělých záblesků až po frekvenci 30 Hz. Stimuluje se postupně se zvyšováním kmitočtu po jednom Hz, poté se opět snižuje, jedna frekvence trvá cca 10 vteřin. Signál z fotostimulátoru může ovlivnit charakter signálu vytvářeného mozkiem, takže je potřeba zaznamenávat každý okamžik kdy byl fotostimulátor použit. Přístroje jsou spolu spojeny pro automatické značení impulsů do záznamu.

Při fotostimulaci se můžou vyskytovat záškuby očních víček a svalů obličeje, a to jak u zlomku zdravých osob, tak i u nemocných s epilepsií, jedná se o tzv. fotomyoklonickou odpověď.

Další možností je fonostimulace, která se provádí pomocí malých reproduktorů nebo sluchátek.



Obr. 3.3. Foto+fonostimulátor (převzato z [21])

4. Elektroencefalogram (EEG)

4.1. Průběh vyšetření

- po příchodu do vyšetřovací místnosti personál uloží pacienta na lůžko nebo usadí do křesla.
- na hlavu připevní snímací elektrody, připevnění není bolestivé, obvykle jsou elektrody součástí čepice s vývodnými dráty
- po ověření správného kontaktu všech elektrod (kontroluje samotný přístroj) může pacient v klidu relaxovat
- přístroj registruje jeho mozkovou aktivitu
- personál může pacienta vyzvat k občasnému otevření a zavření očí nebo prohloubení dýchání
- jiné nároky na jeho spolupráci vyšetření nemá
- celé vyšetření trvá cca 15 minut, v případě neklidných pacientů se vyšetření prodlouží
- ve zvláštních případech se pořizuje i dlouhodobější EEG záznam, který se obvykle provádí za hospitalizace
- kromě EEG se měří i další biologické signály, např. EKG, respirační signál (PNG), pohyby očí (EOG), činnost svalů (EMG), saturace krve kyslíkem (SpO₂) a další
- nad pacientem může být umístěna videokamera, aby bylo možné identifikovat přesné pohyby pacienta v průběhu měření [11]

Před samotným vyšetřením pacienta je potřeba zkontrolovat elektroencefalograf-zkontrolovat zapojení, nastavení filtrů, časové konstanty a zesílení. U starších EEG přístrojů je také nutné provést kalibraci.

Po upevnění elektrod (usazení EEG čepice) se provede měření odporu elektrod, u současných přístrojů minimální přechodový odpor signalizuje modrá a zelená, žlutá barva na hranici přípustnosti a červená upozorňuje na nutnost kontroly příslušné elektrody.

Základní kalibrace je obdélníkovými impulzy. Vstupy všech kanálů se spojí paralelně a připojí se ke zdroji kalibračního napětí (je součástí přístroje).

Je možné povést kalibraci tzv. biologickým testem, kdy se všechny kanály zapojí shodně na dvě elektrody, signál ze všech elektrod musí být shodný ve tvaru vln i amplitudě. [11]

4.2. Typy elektrod

a) Povrchové elektrody

Kruhovitého tvaru o průměru 7 – 10 mm, z čistého stříbra nebo různé slitiny s cínem, povrch je pokryt chloridem stříbrným. Od přístroje k elektrodě je spojení kovovým vodičem (ten má elektronovou vodivost), zatímco organismus je vodič elektrolytický (= vodič druhé třídy, u kterého je vodivost iontová). Ke změně typu vodivosti dochází právě na rozhraní elektroda - tkáň. Nejrozšířenější povrchovou elektrodou současnosti je elektroda Ag - AgCl, která patří mezi elektrody druhého druhu. Je charakterizována tím, že je to kovová elektroda pokrytá vrstvou těžko rozpustné soli nebo hydroxidu kovu, ze kterého je základ elektrody. K tomu, aby dobře pracovala, musí být v elektrolytu, který obsahuje ionty Cl. EEG gel je tedy roztok KCl zahuštěný do formy gelu. U elektrod s polštářky to může být i kapalina, protože je do polštářku nasáknuta.

b) Podkožní elektrody

Jsou zhotoveny z platiny nebo nerezové oceli o průměru 0,5 mm a délce cca 12 mm, vpichují se pod pokožku paralelně s povrchem. Používají se výjimečně, např. při operacích.

c) Tříbodové elektrody

Tyto elektrody jsou zašroubovány do plastového stojánku se dvěma pacičkami, stojánek je o průměru cca 7 mm. Třetí bod tvoří vlastní elektroda. Podsunují se pod čepici vytvořenou z hadiček. Před aplikací je pokožka zbavena rohových vrstev a odmaštěna.

d) Kruhové elektrody

Elektroda má ve svém středu cca 1,5 cm dlouhou trubičku do které se zasouvá banánek elektrodového kablíku. Elektrody se dodávají v balení, jsou nestabilní.

e) Elektrody s fyziologickým roztokem

Kontakt je tvořen fyziol. roztokem, povrch je obalen terčíkem z bavlněné tkaniny, nad spodní částí je stažen nití a v prostoru mezi je vrstva látky. Před upevněním jsou namočeny do fyziol. roztoku.

f) EEG čepice

Je zhotovena z pružné tkaniny, v ní jsou rozmístěny elektrody tvořené trubičkami z umělé hmoty o průměru cca 7 mm, ve středu je otvor, kov elektrody je spojen kablíkem ke

konektoru společnému pro všechny elektrody. Po nasazení čepice se vstříkne injekční stříkačkou EEG gel.

g) Beckmanovy elektrody

Jsou vytvořeny z umělé hmoty, uvnitř jsou duté, v dutině je slisovaná směs práškového stříbra a chloridu stříbrného. Fixace je provedena adhezivními kroužky a vodivou pastou. Užívají se pro registraci spánku, ke snímání EP očních bulbů.

h) Tympanální elektrody:

Se zasouvají do zvukovodu, bavlněný konec je namočen do fyziol. roztoku.

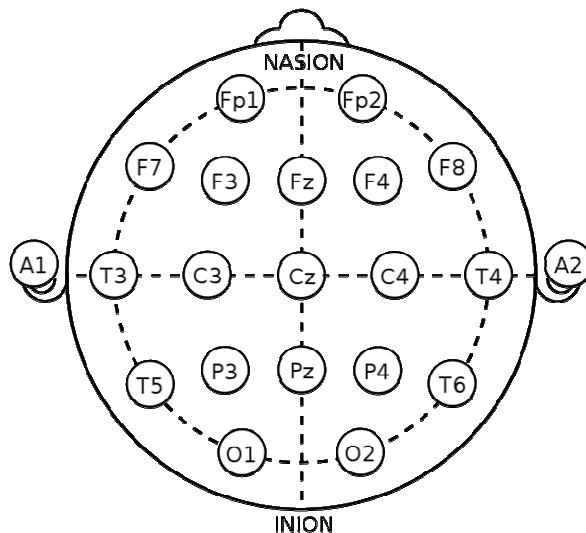
ch) Sphenoidální elektrody

Jsou určeny pro snímání EA ze spodiny lební. Elektroda je tvořena tenkým lankem z nerezové oceli, pro zavádění je nutná jehla pro lumbální punkce, do lumen jehly se pak zasouvá elektroda a jehla se pak stáhne.

Kromě výše uvedených typů elektrod se dále používají intracerebrální, kortikální elektrody a také elektrody na ušní lalůčky, které se používají jako referenční.

4.3. Rozložení elektrod

Pro rozmístění elektrod na povrchu lbi je standardně používán tzv. systém 10/20, který je založen na měření aktivity z 19 elektrod., jehož název vznikl ze způsobu rozměření, kdy je obvod hlavy rozdělen na úseky po 10% a 20%. Stejným způsobem probíhá rozměření ve zbývajících dvou kolmých rovinách výsledkem něhož je síť bodů, podle které jsou pak umísťovány elektrody na standardní místa. Elektrody umístěné nejvíce vpředu nazýváme prefrontální, za nimi je rozmístěna řada elektrod frontálních, dále následují elektrody centrální, parietální a nejvíce vzadu jsou elektrody okcipitální. Po stranách umísťujeme elektrody temporální. Elektrody jsou označeny písmeny (A = Ear lobe; C = Central; P = Parietal; F = Frontal; Fp= PreFrontal O = Occipital; T = Temporal) a čísla (lichá čísla pro elektrody umístěné nad levou mozkovou hemisférou, sudá čísla pro elektrody nad pravou hemisférou).



Obrázek 4.1. EEG svody ([převzato z [5])

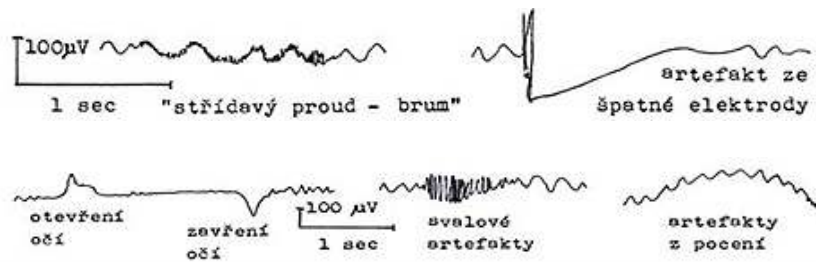
U EEG se využívá unipolární a bipolární zapojení elektrod. U bipolárního zapojení rozlišujeme podle směru, kterými jsou vytvářeny řetězce, zapojení longitudinální (předo - zadní směr) a transversální (levo - pravý směr), případně jejich kombinace.

4.4. Artefakty v EEG záznamu

Artefakt je každý EEG obraz, který není záznamem elektrické činnosti mozku. V širším pojetí lze za artefakt považovat každé zkreslení EEG záznamu z extracerebrálních příčin.

Rušení signálů je původu biologického, např. EKG, potenciály svalů, očních bulbů atp. nebo elektrotechnického jako je síťový brum, potenciály z vadných elektrod atp.

Jako první je potřeba provést kontrolu upevněných elektrod s proměřením odporů. V dnešní době elektroencefalogramy zobrazují na monitoru elektrody se zvýšením odporem pomocí různých barev. Elektrodu, která má příliš velký odpor je nutno opravit, možností je opětovné očištění pokožky pod elektrodou nebo nanesení EEG gelu, popřípadě vyměnění celé elektrody. V případě EEG čepice však možná výměna elektrody není.



Obr. 4.2 Artefakty na EEG záznamu (převzato z [7])

K jejich správné identifikaci slouží zejména jejich *tvar* (řada artefaktů jej má charakteristický, většina pak odchylný od mozkové aktivity), *distribuce* (zejména artefakty z EEG zařízení a interferenční mívají nefyziologickou distribuci), *identifikace zdroje a event. simulace* (v případě artefaktů z pacienta v řadě případů odhalí jeho původ přímé pozorování během natáčení nebo analýza videa. Jestliže jsou během natáčení artefakty přítomny, je možno pacienta požádat o provedení úkonu, který je podle našeho názoru za ně odpovědný. U mimovolných projevů je možno ve sporných případech u ventilovaných pacientů použít i svalová relaxancia. Jestliže podle tvaru a distribuce pojmeme podezření na obsah artefaktů v naměřeném signálu, u technických artefaktů je možná oprava, u artefaktů interferenčních odstranění interference), další *sledování vývoje*.

4.4.1. Artefakty z pacienta

Technické artefakty

a) Artefakty z nedokonalého upevnění elektrody

Špatně upevněná elektroda se může pohybovat a tím se mění i její odpor. Vznikají tím velké nepravidelné vlny, které jsou svým tvarem velice nápadné. Jde-li o pohyb jedné elektrody, objevují se v kanálech, kde je tato elektroda zapojena. Pro eliminaci tohoto artefaktu je nutno upevňovat elektrody po použití vhodného vodivého gelu, nejlépe na pečlivě očištěné kůži.[12]

b) Artefakty z pohybů pacienta:

Jejich vzhled je podobný jako u výše zmíněného artefaktu pohybující se elektrody. Objeví-li se tyto artefakty ve většině kanálů, může být těžké rozlišit, zda se jedná o artefakt

z pohybů nebo se jedná o patologii elektrických mozkových potenciálů. V případě neklidu pacienta, je potřeba jej uklidnit, slovně, či medikamentózně. [12]

c) *Artefakty z blízkosti kovových předmětů:*

Jako častý kovový předmět se v tomto případě objevují sponky (vlásenky) ve vlasech pacientky, případně náušnice. Vytvářejí pomalé vlny vycházející jen z některých elektrod v blízkosti předmětu. Simulují ložisko patologických delta vln. [12]

d) *Artefakty ze stomatologických kovů*

se objevují dost vzácně. Vznikají tam, kde v ústech pacienta jsou proti sobě zubní plomby z různých kovů, protože tak vzniká elektrický článek, který působí rušivě jako zdroj elektrické energie. Obraz je podobný jako u kovových předmětů, avšak vlny jsou velice ostré, vycházejí obvykle z jedné elektrody. Eliminace je možná uklidněním pacienta, případně izolováním obou kovů. [12]

Funkční artefakty

Jejich význam spočívá v možnosti nás informovat o některých klinicky důležitých skutečnostech (např. přítomnosti nystagmu, srdeční arytmii atd.). Za tímto účelem se používá jejich záznam v oddělených svodech v rámci polygrafie. Někdy mohou mít artefakty i přímý význam pro epileptologii, protože při konstantním výskytu mohou dát informaci o tom, že daná epizoda, jakkoli se to vzhledem její krátkosti klinicky nezdá, není zcela asymptomatická.

Objeví-li se při záchvatovém stavu vzniklém ve spánku, který je podle EEG jasný, svědčí to proti psychogenitě záchvatu, i když nemusí nezbytně jít o záchvat epileptický, ale např. o parasomnie.[12]

a) *Svalové artefakty*

Svalová aktivita se v malé míře objeví v podstatě v každém EEG záznamu, jedná se ale o fyziologické artefakty, které lze použít i diagnosticky. Např.při fotomyoklonické reakci jsou základním elektrickým rysem, který umožňuje rozpoznání této reakce. Obraz svalových artefaktů je charakterizován náhle vznikajícími vysokými hroty obvykle ve frontálních nebo temporálních svodech, jejich amplituda většinou kolísá. Zdrojem je nejčastěji m.frontalis, m.temporalis, někdy i masetery. Vyskytují se jednotlivě nebo repetitivně, pak mohou zcela zakrýt EEG křivku. Asymetrie svalových artefaktů je častá, mohou být záznamem normální i patologické svalové aktivity, např. při parézách periferních a centrálních.

Artefakty při myoklonu měkkého patra mají charakteristickou frekvenci mezi 100 - 200 Hz za minutu a nemizí ve spánku. Nápadné a mohutné skupiny svalových elektrických potenciálů se objeví při polknutí. Při zapnutí svalových filtrů, se amplituda svalových potenciálů sníží a hroty již nejsou tak ostré, čímž mohou tyto potenciály připomínat beta aktivitu. [12]

b) Artefakty z pohybů jazyka a ostatních orofaryngeálních struktur

Pomalé vlny široké distribuce, často se středočárovým maximem. Může být i jednostranný (při asymetrické poloze jazyka); často provázené svalovými artefakty. [12]

c) Artefakty ze změn kožního odporu

Jsou to neobyčejně pomalé, ploché vlny. Amplituda je kolem 100 – 150 μV , je to plynulé kolísání základní linie. Jde v zásadě o tzv. psychogalvanický reflex - kožní odpor se snižuje při emočním stresu a současně dochází ke zvýšené činnosti sympatiku, která vede k pocení a zblednutí. Tyto změny se ukážou především na čele. Vymizí po osušení kůže, případně ošetření přípravkem. Pokud se nepodaří takto artefakty snížit, je možné si pomoci použitím kratší časové konstanty (0,1 a méně), ale v tomto případě se bohužel můžeme připravit o velmi pomalé mozkové potenciály. [12]

d) Artefakty z pohybů očních bulbů:

Iontová koncentrace v očním bulbu je různá, vzniká potenciálový rozdíl kolem 100mV, jelikož bulbus obsahuje dvě oddělená prostředí, komorovou tekutinu a sklivec. Pohyb očního bulbu má tedy za následek změnu potenciálového pole, které se pak projeví v sousedních elektrodách.

Tyto artefakty jsou nejčastější, vyskytnou se v podstatě v každém EEG záznamu, neboť je nacházíme ve frontálních svodech při provádění Bergerovy reakce při otevření a zavření očí. V záznamu se mohou objevit i mimo otevření a zavření očí, protože při neklidu se chvějí víčka a bulby vykonávají činnost; při třesu víček je frekvence očních artefaktů poměrně vysoká. Oční artefakt je podobný delta vlně, obvykle má vysokou amplitudu, má charakteristický tvar (při běžném podélném zapojení ve směru odpředu dozadu) - začíná pozitivní rychlejší složkou, která je vlastním obrazem mrknutí (zavření očí) a negativní složkou pomalou. Maximum je v obou frontálních svodech (výjimkou je jednooký pacient); jsou-li oční artefakty méně výrazné, může být jejich rozpoznání od skutečných pomalých patologických mozkových vln ve frontální krajině velmi obtížné. V rutinních i dlouhodobých záznamech EEG jsou velmi časté. Mají frontální maximum, mohou se šířit i do elektrod centrálních a temporálních. V bipolárních zapojeních způsobují vertikální pohyby očí artefakt

hlavně v Fp2 a Fp1, horizontální pohyby pak více v elektrodách F8, F7, a v transverzálních řetězcích (Fp2 - F8, Fp1 - F7, F8 - F4, F7 - F3).

Kmitání (flutter) očních víček tvoří rytmickou aktivitu o frekvenci 5 - 8 Hz. Přechod k artefaktům svalovým tvoří artefakty složené ze svalového a očního a samotné artefakty od okohybných svalů. [12, 15]

e) Artefakty ze srdeční činnosti, z pulsu

Hlava je ekvipotenciální, takže by se v bipolárním EEG záznamu nemělo EKG objevit. Mohou se vyskytnout v monopolárním zapojení, kde vidíme pravidelně se opakující ostré vlny nebo málo zřetelné EKG komplexy v několika svodech, které jsou na sobě nezávislé. V bipolárním zapojení mohou být ve fázi nebo v opačné fázi. V monopolárním zapojení jsou jen ve fázi. Naopak častým artefaktem jsou pravidelně se opakující vlny, nevysoké amplitudy, které mají charakteristický pilovitý tvar jevící se v bipolárním zapojení jako zvrát fázi k jedné elektrodě. Nejnápadnější je u osob s krátkým krkem (tedy v O1, O2), zvláště u obézních hypertoniků. Frekvence těchto potenciálů je shodná s frekvencí srdečních pulsů, často se zobrazí nejnápadnější část elektrokardiogramu, což je QRS komplex. Jsou vyvolány pohybem elektrody umístěné blízko tepající arterie nebo přímo na ní. Někdy může jít o skutečný sfygmogram. Pro eliminaci tohoto artefaktu zkusíme elektrodu posunout, pokud se však jedná o skutečný elektrokardiogram, samotné posunutí elektrody nepomůže, je-li to možné, změníme monopolární zapojení za bipolární.[12]

f) Artefakty z pohybů jazyka a ostatních orofaryngeálních struktur

Pomalé vlny široké distribuce často se středočárovým maximem. Může být i jednostranný (při asymetrické poloze jazyka), často provázené svalovými artefakty.

g) Dýchací artefakty

Velmi pomalé vlny s frekvencí 5 - 7x za minutu; u dětí rychlejší. Způsoben pohybem elektrod při dýchání.

h) Artefakty z třesu

Tremor se v EEG projevuje nápadně pravidelnými vlnami, jejichž frekvence odpovídá frekvenci třesu. Opět se jedná o artefakt z pohybu elektrody.

ch) Složené artefakty:

Při žvýkání - symetrické komplexy hrotů a pomalých vln. Při mluvení, polykání a kašli - pohybové, glosokinetické, svalové. Při běžné činnosti v rámci dlouhodobého monitorování. Je to směs artefaktů z pacienta s artefakty interferenčními. Při abnormních

pohybech či v rámci PNES - repetitivní pohybové, svalové aj., při epileptických záchvatech. [12]

4.4.2. Technické artefakty

Dělíme je na elektrodové, z headboxu, vznikající chybnou funkcí EEG přístroje a interferenční.

a) Artefakty elektrodové

Distribuce ve svodech z jedné elektrody, při hrubě artefaktovém záznamu se může objevovat v několika elektrodách, při kontaminaci elektrody referenční dokonce i ve všech elektrodách. Tvar náhlých bizarních potenciálů. diametrálně odlišný od jakékoli EEG aktivity, která na ně bývá superponována.

b) Artefakty z činnosti EEG přístroje

Objevují se při jeho poruše - např. vadném zemnění či referenční elektrodě. Výrazně se liší od EEG aktivity. Zaznamenávají se v jednom, několika či všech svodech. Při poruše headboxu v tomto svodu nemizí, zapojíme-li do zdírek jiné elektrody. Při hodnocení grafů je třeba mít na paměti i možnost nesprávné obsluhy přístroje.

c) Interferenční artefakty

Tyto dále dělíme na

- artefakty od střídavého elektrického proudu (Síťový brum 50 nebo 60 Hz)

je možné jej zaměnit se svalovými artefakty, pro kontrolu je možné zvýšit časové měřítko zobrazení. Vyskytuje se při špatném uzemnění - je odpojena zemnicí elektroda, vidět lze ve všech svodech; v případě artefaktu u jedné elektrody je příčinou vysoký odpor elektrody. Pro odstranění může např. pomoci natočení EEG přístroje od elektrických zásuvek, kontrola uzemnění; např. stínění místnosti je vyvedeno na jeden bod společně s propojením drátěné vložky lůžka nebo vodivé podložky pod křeslem a také zemnicí svorka přístroje je připojena společně. Tento bod je připojen na samostatní zemnění, což je min. 1,5 m dlouhá pozinkovaná tyč zapuštěná vně budovy do země a spojená s místností měděným drátem. [5]

- artefakty s jinou frekvencí a morfologií

např. při zvonění telefonu, zapnutí a vypnutí osvětlení, činností signalizačních systémů, ventilačních přístrojů, infuzních souprav, pohyb osob v místnosti.. Zajímavé jsou vzácně se vyskytující artefakty, které jsou záznamem náboje vznikajícího elektrostaticky ve fotostimulačním zařízení. Mohou mít nejrůznější tvar.

Na pomezí mezi artefakty interferenčními a záznamem biologické či dokonce EEG aktivity jsou artefakty z kardiostimulátoru (jehlový tvar, frekvence shodná s frekvencí srdeční akce).

4.5. Popis elektroencefalografu

Diferenciální zesilovač

Elektrické potenciály snímané elektrodami, mají velmi nízkou amplitudu, u EEG jde o napětí řádově desítek mikrovoltů. Takto nízká napětí je nutno nejprve zesílit, aby je bylo možno dále zpracovat.

Problémem, který úzce souvisí s nízkou amplitudou sledovaných signálů je problém rušení. V dnešní industrializované společnosti žijeme v prostředí vyplněném „elektromagnetickým smetím“ všeho druhu; vysílají je nejen televizní a rozhlasové vysíláče a mobilní telefony, ale i počítače a prakticky jakékoliv elektrické vedení. V nemocničním prostředí k tomu přistupuje užití řady dalších elektrických přístrojů – elektroléčba, operační sály, anesteziologicko - resuscitační oddělení, rentgeny a další zobrazovací metody atd. jsou neustálými zdroji elektromagnetického rušení.

V minulých dobách bývalo pravidlem, že EEG přístroje se umísťovaly ve Faradayových klecích. Původně se jednalo o klec z drátěného pletiva nebo drátěné mříže s pečlivě elektricky propojenými spoji a uzemněnou, která slouží jako stínící kryt. Faradayovu klec je možné řešit také umístěním uzemněného drátěného pletiva na omítku anebo pod ní. V současné době se použití takových stavebních úprav omezuje z důvodu finančních nákladů. Proto je nutno minimalizovat indukovaná rušivá napětí jednak konstrukcí přístroje, jednak pečlivým umístěním elektrod na těle pacienta.

Pro zesílení malých signálů se používá vstupní zesilovač. Jedním ze způsobů, jak minimalizovat vliv rušení, je použít k zesílení nízkých signálů vstupní zesilovač v diferenciálním zapojení, zkráceně řečeno diferenciální zesilovač. Jedná se o citlivý zesilovač s velkým napětovým zesílením a se dvěma vstupy, jedním přímým (aktivním) a druhým invertovaným (referenčním). Diferenciální zesilovač pracuje tak, že zesiluje napětový rozdíl (diferenci) mezi oběma vstupy. Od napětí na přímém vstupu odečte napětí na referenčním vstupu a pak zesílí pouze vzniklý rozdíl. Jeden smysl tohoto zapojení je v tom, že pokud se na oba vstupy přivede signál od elektrod, a na oba vstupy se naindukuje stejně velké rušivé napětí, pak se toto rušivé napětí od sebe vzájemně odečte a na výstupu zesilovače se neprojeví. Ideální rozdílový zesilovač tedy zcela potlačuje součtový signál, v praxi tomu tak však není. Poměr zesílení pro rozdílový signál k soufázovému se nazývá *diskriminační činitel* (anglicky CMMR common mode rejection ratio). Ten u současných zesilovačů může dosáhnout hodnoty až 110 dB (více jak 300000x je zesilován lépe signál rozdílový než soufázový). Prakticky je to méně, protože se uplatní nestejně přechodové odpory snímacích elektrod.

$$(CMMR) = H = 20 \cdot \log \frac{A_d}{A_{CM}} , \quad (4.4)$$

kde A_d je zesilovací činitel rozdílového signálu, A_{CM} zesilovací činitel souhlasného signálu. Čím je činitel potlačení H větší, tím je rozdílový zesilovač kvalitnější. [19]

Kanály

Výstup (s příslušnými filtry, prvky pro nastavení zesílení atp.) zapojeného zesilovače (ať už se jedná o bipolární či unipolární zapojení) se nazývá kanál. V principu to znamená, že pro každý kanál potřebujeme jeden vstupní zesilovač. Kolika kanály je aparatura vybavena, tolik různých signálů může sejmout a zpracovat. Během postupu signálů jednotlivými kanály je možné signály v elektrické podobě různým způsobem upravovat. Typickou záležitostí je použití nastavitelných filtrů.

Výkonové zesilovače, zapisovací zařízení

Používaly se u analogových přístrojů v minulosti. Po výstupu z filtrů byl biosignál v aparaturách zesílen výkonovými (neboli výstupními) zesilovači, jejichž výstup měl dostatečný výkon na pohybování pisátek v záznamovém zařízení. Záznamové zařízení bylo tvořeno stránkově skládaným papírem a mechanikou, která posouvala papír konstantní rychlostí jedním směrem (ven z přístroje). Po papíře se ve směru kolmém na směr pohybu papíru pohybovaly pisátka, jejichž okamžitá výchylka odpovídala okamžité velikosti biosignálu v příslušném kanálu (pisátek bylo zpravidla stejný počet, jako byl počet kanálů). Tímto

postupem docházelo k tomu, že se biosignály, proměnlivé v čase, zapisovaly na pohyblivý papír a vykreslovaly tam graf příslušné funkce. Tím pádem byl časově proměnlivý signál fixován do časově stálé křivky na papíře a mohl sloužit jako předloha pro vyhodnocení příslušným specialistou. [19]

Velkou nevýhodou bylo následné zpracování signálu - pořízený záznam již nešel digitalizovat a také délka záznamu jednoho pacienta (obvykle několik metrů skládaného papíru).

V současné době mívají přístroje také analogovou část z důvodu nutnosti zesílení slabého signálu, ale je ihned přiveden na převodníky a uložen v digitální podobě. To má několik výhod:

1. Celé zařízení se podstatně zmenší.
2. Odepadne spotřeba velkého množství záznamového papíru.
3. Nasnímaný signál je možno analyzovat počítačem.
4. Je možno úseky signálu vytisknout inkoustovou nebo laserovou tiskárnou. Nejsou zapotřebí rychlozapisovače a odpadají problémy s inkoustem.
5. Skladovacím médiem může být externí disk nebo DVD media.



Obr.4.3. Systém pro EEG vyšetření (převzato z [25])

5. Biologická zpětná vazba (EEG biofeedback)

Historie metody

Autorem metody je americký neurofyziolog prof. Barry Sterman, objevitel metody EEG Biofeedback v 60. letech, který doposud pracuje na zdokonalování metody a nacházení nových využití spolu s manželi Otmerovými. Tito vědci byli prvními konstruktéry a výrobci zařízení pro biofeedback trénink a průkopníky mezi odborníky provozujícími v USA klinickou praxi. Společně se svým týmem vypracovávají a neustále ověřují výsledky a účinnost metody.

Profesor Sterman zkoumal průběh spánkového cyklu u koček, při té příležitosti jim snímal EEG a zjistil, že jakmile očekávají nějaký druh odměny tak jsou schopné výrazně korigovat svou EEG křivku, podle vědceva přání. Zároveň v té době přišla zakázka od NASA, která vysílala do vesmíru své první kosmonauty a ti zde dostávali epilepsii. Zjistilo se, že epilepsie je způsobena látkou uvolňující se při spalování pohonné hmoty raket a Barry Sterman měl zjistit, jaké množství látky je spouštěcím mechanismem záchvatu, projevujícího se křečemi, event. ztrátou vědomí či v ojedinělých případech končícího smrtí. Po určité době měl výzkum překvapivé rozuzlení. Kočky, které měly za sebou profesorův „trénink“, tak záchvat nedostaly, nebo byl menší i při mnohem vyšší koncentraci látky epilepsii způsobující. V podstatě došlo k tomu, že mozek trénovaných koček dokázal zvládnout ten jeden chaotický neuron, který záchvaty způsobuje a základ metody EEG Biofeedback byl na světě. Již výše zmiňovaní manželé Otmerovi úspěšně aplikovali metodu na prvního klienta - svého syna, který též trpěl epilepsií a dále pokračovali ve výzkumu možností rozšíření aplikací na širší spektrum klinických indikací. Všeobecně se vědělo, že epileptické záchvaty vznikají nejčastěji ve spánku, a proto se nabízela možnost studia spánku a jeho poruch, a tak se postupně přidružily poruchy maximální relaxace a na druhou stranu zase koncentrace-Tímto způsobem se přidávaly další poruchy řídicích funkcí centrálního nervového systému korigovatelné biologickou zpětnou vazbou. Během několika málo let došlo k výrazné expanzi biofeedbacku do světa. Vzniká velké množství center nejen na území Spojených států amerických, ale pro velký zájem se rozšiřují i do Evropy a Austrálie. V jejich čele stojí vyškolení odborníci, absolventi speciálních školení manželů Otmerových a držitelé certifikátu Kalifornské psychologické asociace. [22]

Popis a princip metody

EEG Biofeedback je terapeutická metoda, která umožňuje regulaci frekvencí elektrické aktivity mozkových vln s využitím speciálního počítačového programu. Ten modifikuje, resp. převádí snímanou aktivitu mozku (EEG) do jednotlivých prvků počítačové hry, která naopak vydává zpětnovazebné informace o úspěšnosti tréninku pomocí zrakové a sluchové dráhy i taktilního čítí. Trénujeme mozek podle individuálních potřeb každého klienta tak dlouho, než si způsob fungování zapamatuje a osvojí.

Výsledným efektem je, že se mozek hravou formou naučí lépe, efektivněji a s menším výdejem energie využívat své schopnosti a kapacitu. Trvale přejde na nově naučený způsob regulace organismu, čímž se odstraní dosavadní poruchy a obtíže. Naučí se správně střídat a využívat jednotlivá užší frekvenční pásma a po dostatečně dlouhou dobu se v nich udržet, což je právě záležitostí řídicí činnosti centrálního nervového systému.

Základní částí celého zařízení je zesilovač mozkové aktivity, kterým se pomocí elektrod umístěných na příslušná místa na hlavě snímá EEG (elektroencefalograf). Další složkou zařízení je počítač s nainstalovaným speciálně vytvořeným softwarem, který zpracovává signál zesilovače a na monitor terapeuta zobrazí vyfiltrovaná aktuální frekvenční pásma a na monitor klientův převede křivky do podoby jedné z mnoha „počítačových her“. Ten v reálném čase sleduje činnost své mozkové aktivity a přes zrakovou a sluchovou dráhu (označení zisku bodů signálem + počítadlo bodů) dostává jeho mozek informaci o své činnosti, tj. o tom, jaké frekvenční pásmo právě používá.

Cílem je prostřednictvím tréninků EEG Biofeedback dosáhnou optimálního vyladění EEG, naučit mozek v něm setrávat a tím zlepšit fungování centrálního nervového systému, které se projeví harmonizací celé osobnosti. Jde vlastně o „natrénování“ lepšího řízení organismu.

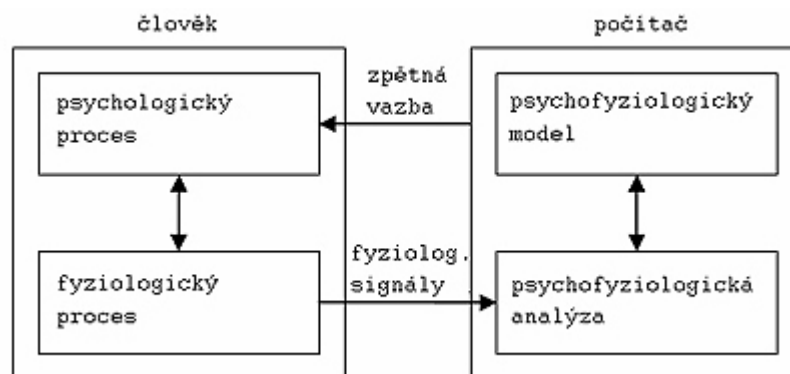
Používá se pro možnost korekce poruch způsobených nedostatečnou schopností regulačních mechanismů centrálního nervového systému.

EEG Biofeedback je účinný v 60 - 90% případů podle míry obtížnosti problému (čím je psychologicky či zdravotně závažnější, tím je trénink náročnější a opačně). Pokud mozek jednou zareaguje, metoda je účinná vždy.

Každému klientu je v průběhu prvních sezení vypracován individuální plán postupu a proveden zkušební trénink. Podle anamnézy lze předběžně určit, zda se bude jednat o krátkodobou - kondiční terapii (cca 20 sezení) nebo středně dlouhou (cca 40 - 60 sezení) či dokonce dlouhodobou terapii (cca více než 90 sezení). Délka tréninku záleží na závažnosti obtíží a věku klienta - průměrná doba je okolo 6 měsíců (dle frekvence tréninků), tj. přibližně

50 sezení. Frekvence tréninku závisí na individuálním plánu každého klienta. Za optimální se považují dva tréninky týdně. [22].

Velmi průkazné výsledky jsou především u dětí, jejichž centrální nervová soustava je díky stálému vývoji značně flexibilní. Ovšem prakticky každý mozek je schopen si při opakovaném tréninku osvojit ideální fungování. Základem je snaha každého jedince chtít se zlepšit, pracovat sám na sobě a zodpovědně přistupovat k tréninku, pak jsou výsledky maximální u každé osoby, která je motivována. [22]



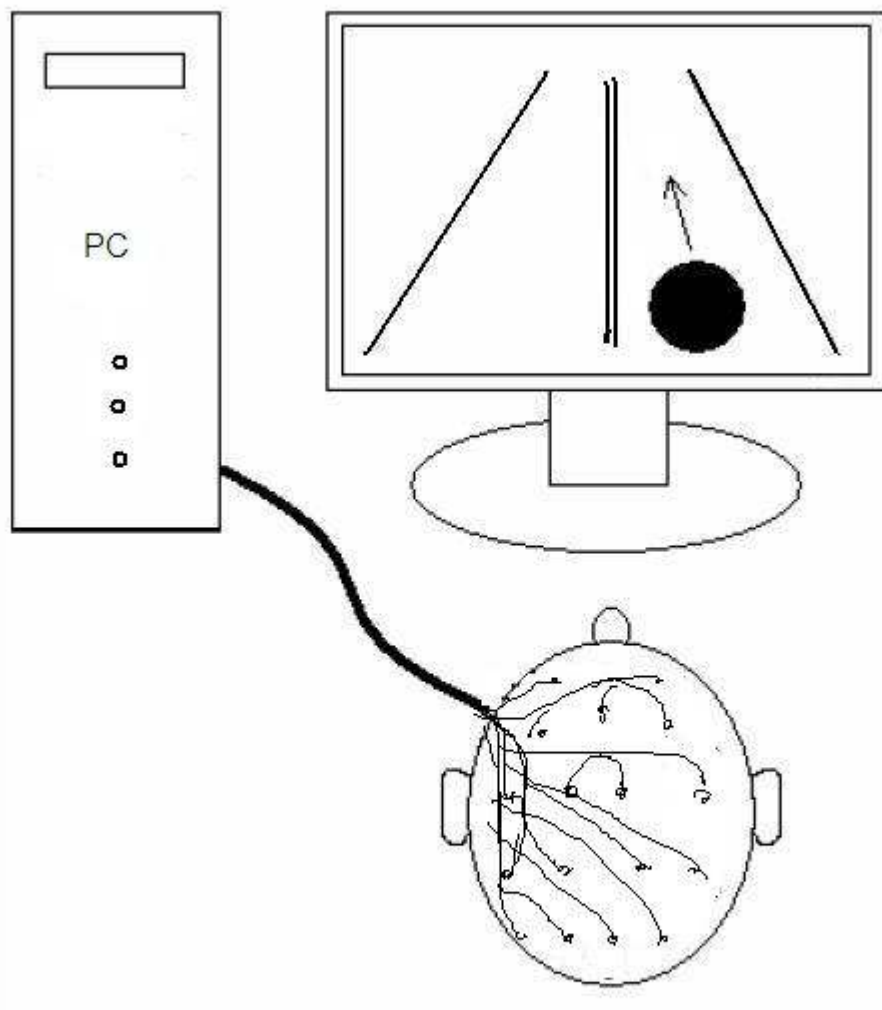
Obr. 5.1 Schéma biofeedbacku (převzato z [20])

Popis tréninkového komplexu

Klient uvolněně sedí v pohodlném křesle, na hlavě má na příslušných místech připevněny elektrody na snímání mozkových vln. Speciální počítačový program umožňuje vyfiltrovat jednotlivá frekvenční pásma a promítne je na monitor terapeuta. Zároveň jsou modifikována do jednotlivých prvků počítačové hry na monitoru klienta a ten sledováním a ovlivňováním hry silou své myšlenky vidí a formuje svou mozkovou aktivitu. Využívá k tomu zpětné vazby přes zrakovou a sluchovou nervovou dráhu (sledování hry + zvukové signály při úspěšném soustředění) a tímto dostává aktuální informaci o své činnosti tj. o tom, jaká frekvenční pásma mozku právě používá. Hra je rozdělena na jednotlivá kola, jejichž délka je nastavitelná od 1 - 5 minut, mezi jednotlivými koly jsou krátké pauzy a po jeho absolvování je graficky zobrazen bodový výsledek, takže klient má přehled i u své momentální úspěšnosti, resp. o klesající či vzestupné tendenci výkonu. Trénuje se levá i pravá mozková hemisféra, poměr stran je individuální, dle potíží a stavu a jedno sezení trvá v průměru 30 - 40 minut, dle individuálních možností klienta. [22].

V průběhu prvního sezení a z anamnézy se zjistí povaha klientových problémů a provede se zkušební trénink. Na jeho základě určíme jak budeme kterou hemisféru trénovat,

délku kol, zpomalení a celkové hodnotové nastavení frekvenčních pásem, které určí složitost tréninku a zároveň se vypracuje individuální plán dalšího postupu terapie, která má nabídnout zlepšení či odbourání klientových obtíží. K dosažení tohoto cíle se určuje frekvence a předpokládaný počet sezení, vše dle závažnosti, hloubky a typu klientovi poruchy.[22]



Obr. 5.2. Nákres nácviku biologické zpětné vazby v praxi [17]

B) Praktická část

Tato část bude obsahovat popis samotného měření testovaných subjektů na UBMI VUT v Brně. Pomocí aplikace EEG Viewer (software dodávaný spolu s EEG přístrojem) bude zobrazena elektrická aktivita mozku pomocí časových průběhů signálu, rozložení elektrických potenciálů na povrchu hlavy pro vybraný časový okamžik a také spektrální (numerická) analýza snímaného signálu ve standardizovaných frekvenčních pásmech.

Testovaná skupina čítala 15 osob ve věku 20 - 64 let, rozložení mužů a žen bylo rovnoměrné, jednalo se zejména o studenty VUT. EEG snímání předcházelo poučení testovaných osob o neinvazivnosti měření a metodice samotného měření. Snímání probíhalo v laboratoři EEG na UBMI FEKT VUT v Brně. Místnost byla vyvětraná, částečně zatemnělá, testovaná osoba seděla v křesle (EEG lehátko), ve standardní poloze, tzn. uvolněně, s hlavou položenou na opěradle, mírně pootvřenými ústy a zavřenými očima. Pro měření byla použita EEG čepice s elektrodami v zapojení 10/20, referenční elektroda byla umístěna na pravém zápěstí. Signál byl v software zobrazen s nastavením HP 1 Hz a LP 40 Hz a citlivostí 70 μ V. Základní nastavení přístroje viz. manuál k přístroji [30]

Metodika byla následující: po nasazení čepice a nanesení vodivého gelu proběhla kontrola zapojení všech elektrod a jejich případná úprava. Poté se snímalo cca 20 sekund klidového záznamu a následovalo snímání artefaktů v následujícím pořadí: artefakt při mrkání, zatnutí zubů, sevření obou dlaní v pěst, propnutí špiček na obou nohách, hluboké zívnutí a také byl použit fotostimulátor s frekvencemi 5, 10, 15, 20, 25, 30 a 35 Hz. Celková doba záznamu byla cca 3 minuty. Fotostimulátor pro další hodnocení nebyl použit z důvodu nerozpoznatelných změn.

Snímání bylo také EEG záznam při použití EEG Biofeedbacku. Jednalo se o dvě tzv. hry, kdy u první jsme se ocitli na okruhu F1 a úkolem bylo vlastní vůli rozjet formuli a projet celou trasu. U druhé hry se jednalo o řeku, která měla vyschlé koryto a za úkol bylo řeku rozproudit tak, aby v ní plavaly ryby. V případě úspěchu se počítalo skóre, které u vynikajících jedinců mohlo dosáhnout i přes 100 bodů. Celková doba testování byla 3 minuty na každou hru.

EEG Biofeedback se využívá např. v diagnostice hyperaktivity u dětí a jejich léčbě. Je to vhodná forma právě pro děti, protože se jedná jakoby o PC hry, které jsou pro ně atraktivní. Dodaný software EEG přístroje jich obsahoval asi 10 druhů.

1. Zhodnocení EEG záznamu

EEG křivka je tvořena vlnami, u kterých hodnotíme jejich frekvenci (tj. počet cyklů v jedné sekundě, měříme v Hz) a amplitudu (měříme v μV , porovnáváme s kalibrací přístroje). Podle frekvence dělíme rytmy (aktivity) do frekvenčních pásem (dříve zmíněná alfa, beta, theta a delta aktivita).

Postižení mozku patologickým procesem se často odráží v EEG nálezů. V těchto případech nacházíme v elektroencefalogramu abnormní vzorce, které mohou být lokalizovány buď ložiskově, regionálně (postihují jeden mozkový lalok) nebo generalizovaně, ty mají bilaterální distribuci. [13, 15]

EEG záznam popisuje funkční, ne strukturální stav mozku. Z tohoto hlediska dále abnormity dělíme na nespecifické a epileptiformní. Oba dva typy abnormity mohou být projevem postižení funkce mozku. Ovšem strukturální abnormita na mozku nemusí být provázena funkčním postižením mozku, tudíž je výpovědní hodnota EEG vyšetření k odhalení strukturální změny mozku značně limitována

Mezi nespecifické abnormity řadíme zejména výskyt pomalých vln (z pásma theta, delta) v rytmických či nerytmických vzorcích. Pokud se nespecifické abnormity vyskytují ložiskově, mohou souviset s případnou ložiskovou strukturální lézí mozku. Pokud se vyskytují difúzně, mohou odrážet totéž, ale i difúzní postižení mozku (např. encephalopathie). [13, 15]

Výskyt epileptické abnormity je asociován s epilepsiemi, Mezi epileptické grafoelementy řadíme hroty, ostré vlny, tzv. SW komplexy (spike and wave complexes), které jsou nacházeny interiktálně (mezi záchvaty). V průběhu klinicky manifestního epileptického záchvatu nacházíme na EEG záznamu tzv. iktální EEG aktivitu.

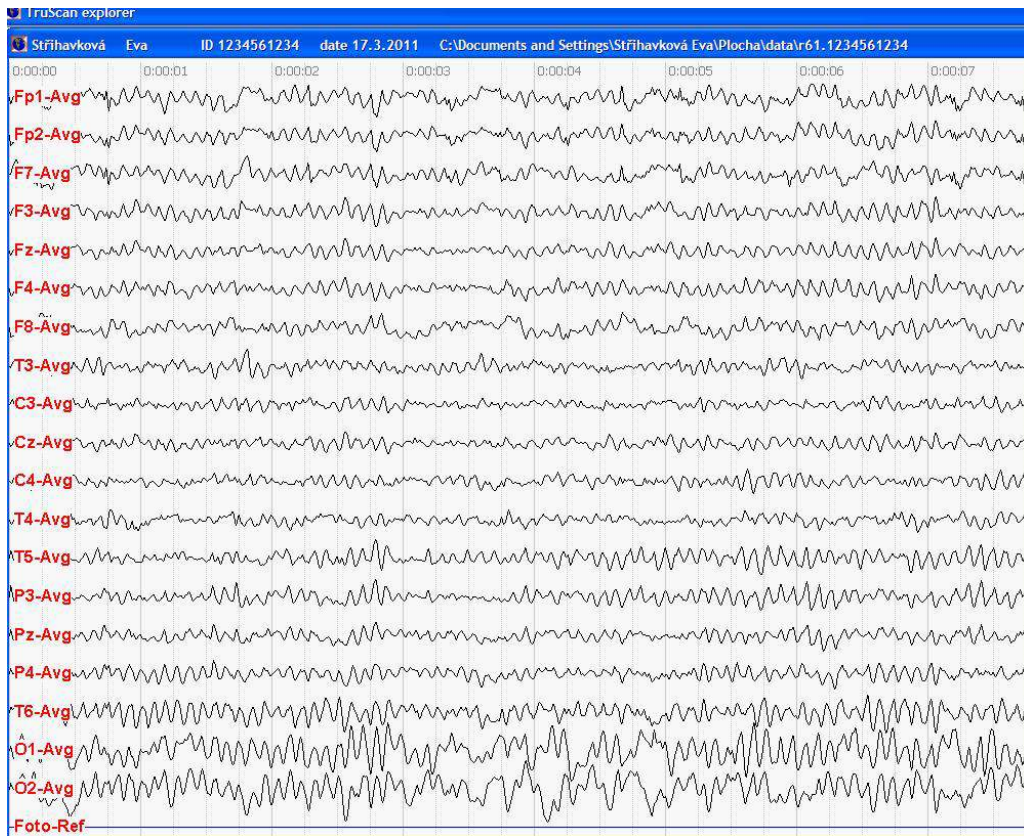
V průběhu spánku se fyziologicky mění základní aktivita EEG záznamu, jsou patrné spánkové grafoelementy, tzn. vertexové ostré vlny, K - komplexy a spánková vřetena.

Zvláštní EEG vzorce se vyskytují u kriticky nemocných. Nejčastěji se jedná o periodické výboje nebo rytmickou delta aktivitu. Komatózní stavy způsobené např. intoxikací, kmenovou lézí nebo těžkou difúzní encephalopathií mají své EEG charakteristiky. [13,15]

Elektrocerebrální ticho v EEG záznamu je projevem mozkové smrti.

Klinicky se EEG využívá při záchvatových onemocněních zejména epilepsie, kdy je EEG velmi cenné, protože dokáže odhalit patologii i v mezizáchvatovém období. Podle uložení

patologického ložiska, klinických příznaků záchvatu se pak řídí adekvátní léčba jednotlivých typů epilepsií. Dále je EEG používáno u psychogenních poruch vědomí, kolapsových stavů, k diagnostice poruch spánku (narkolepsie, hypersomnie), vyšetření nemocných v kómatu, metabolická a toxická postižení mozku. [13, 15]



Obr. 1.1. Ukázka klidového záznamu vůči referenční elektrodě

Záznamy byly hodnoceny dodaným software TruScan Explorer při montáži 19Avg, časovém měřítku 30 mm/s, případně 15 mm/s. Kratší měřítko bylo použito pro ukázkou záznamů v této práci.

Typické průběhy zkoumaných artefaktů jsou v přílohách č. 4 - 8. Pohybový artefakt propnutý špiček nebyl dále porovnáván, neboť se objevil pouze u 2 subjektů.

Artefakt z EKG (pulsu) byl zobrazen u 3 testovaných osob. Jeho projev je znázorněn v příloze č. 9, na obr.1.2. je zobrazen EKG artefakt v jednom svodu.




Obr. 1.2. EKG artefakt

2. Zhodnocení biofeedbacku


Při vyhodnocení her jsem vycházela ze zobrazených frekvenčních map, které jsou uloženy na příloženém CD. Pro názornost je přiložena frekvenční mapa tří minutového záznamu je v příloze č.3, kde je zobrazena aktivita v rozmezí 0 - 10 μV a v příloze č.4, kde je nastaven rozsah 0 - 100 μV .

Využívána byla hra *Formula*, jejíž cílem bylo rozpořhybovat formuli k jízdě po okruhu tak rychle jak to je možné, s dodržením jízdy ve střední části vozovky. V případě úspěchu byl slyšet zvuk, jako extra bonus možnost jet se třemi formulemi (pouze v návodu). V případě neúspěchu formule zpomalovala nebo se nedržela ve střední části vozovky, v tom případě body nenabíhaly. Bylo možné vidět zvýšení *Inhibit*, což znamenalo, že formule sice po okruhu jede dostatečně rychle, ale nezůstává ve středu vozovky. Při překročení zobrazeného bodování *EMG* se hra zastavila, formule stála.

	Game:	Formula
	Goal of the game:	Make the car go around the racetrack as fast as possible, keeping it in the middle of the road.
	Reward:	Reward sound.
	Extra feature:	An option of three cars to play the game with.
<ol style="list-style-type: none">1. Insufficient Reward: The car slows down, but stays in the middle of the road.2. Exceeding Inhibit: The car goes fast around the racetrack, but doesn't stay in the middle of the road.3. Exceeding EMG: The game stops, the car does not move.		

Obr. 2.1 Cíle hry Formula [18]

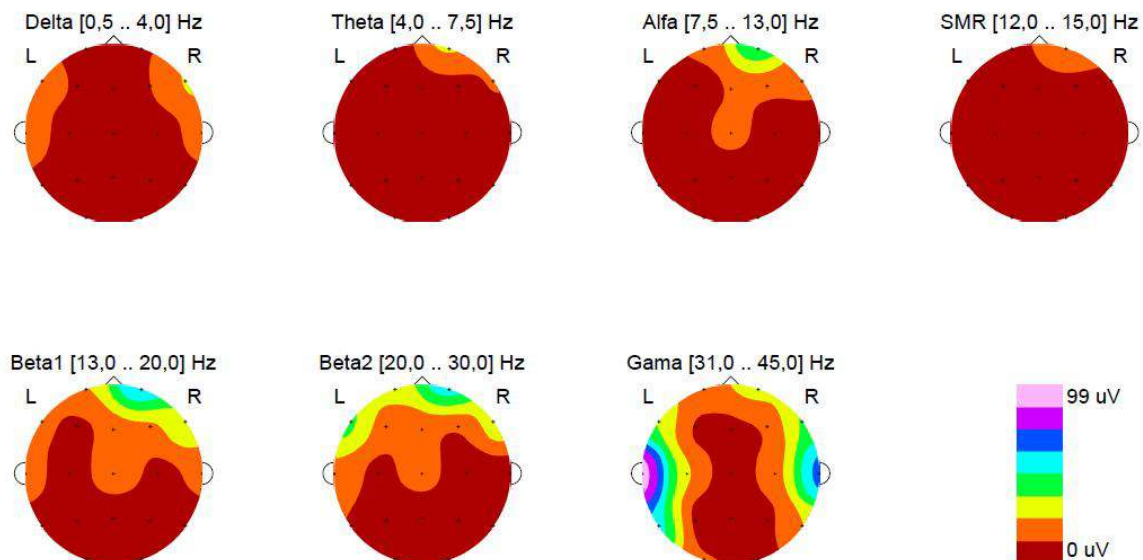
Druhou hrou byla *River*, kde bylo nutné vyplnit koryto řeky vodou, která plyne dostatečně rychle, aby v ní mohly plavat ryby. V případě úspěchu bylo vidět velké množství vzájemně se přeskakujících ryb a také zvuk. Neúspěch byl vyjádřen vyschlým korytem řeky, případně kalužemi. Překročení *Inhibitu a EMG* se hra zastavila a voda se nerozproudila.

	Game:	River
	Goal of the game:	Fill the river with flowing water and make the fish jump.
	Reward:	Reward sound & the fish jump.

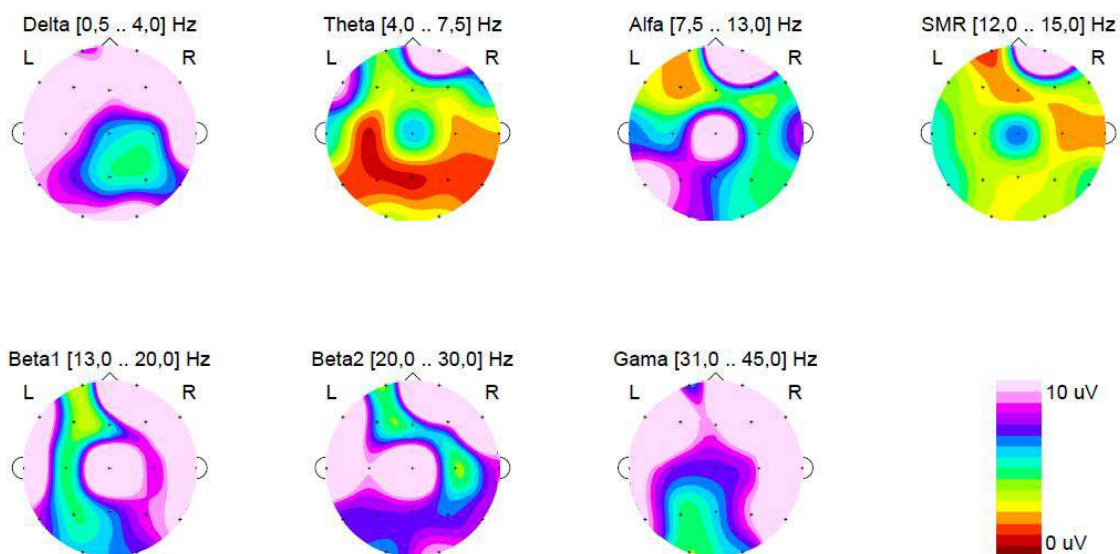
1. Insufficient Reward: The water disappears from the river, all that remains are puddles of water in the river-bed.
2. Exceeding Inhibit: The game stops, the puddles of water in the river-bed do not move.
3. Exceeding EMG: The game stops, the puddles of water in the river-bed do not move.

Obr. 2.2 Cíle hry River [18]

Z porovnání záznamů s předchozími informacemi o projevech EEG aktivit, jsem shledala, že úspěch ve hře závisí na schopnosti daného subjektu se koncentrovat a odpoutat se od všech rušivých elementů (výše zmíněné podmínky snímání). Vlny Beta 2 a Gama by se správně neměly projevovat vůbec, případně s mírným potenciálem, ale u 6 subjektů se objevily v obou, případně levé temporální části, což značí ovlivnění sluchovými vjemy, výkon byl zde vyšší než limitních 10 μV , dosahoval až zobrazitelných 100 μV (viz obr. 2.3.a a 2.3.b). Levou část odůvodňuji bočním posazením subjektu ke stolu s PC a přítomností jiných studentů. U Pro porovnání jsem použila měřítko 0 - 10 μV , při vyšším rozsahu nebyly projevy tak patrné. U 3 osob byl zvýšen projev ve frontální části, opět hlavně levé.

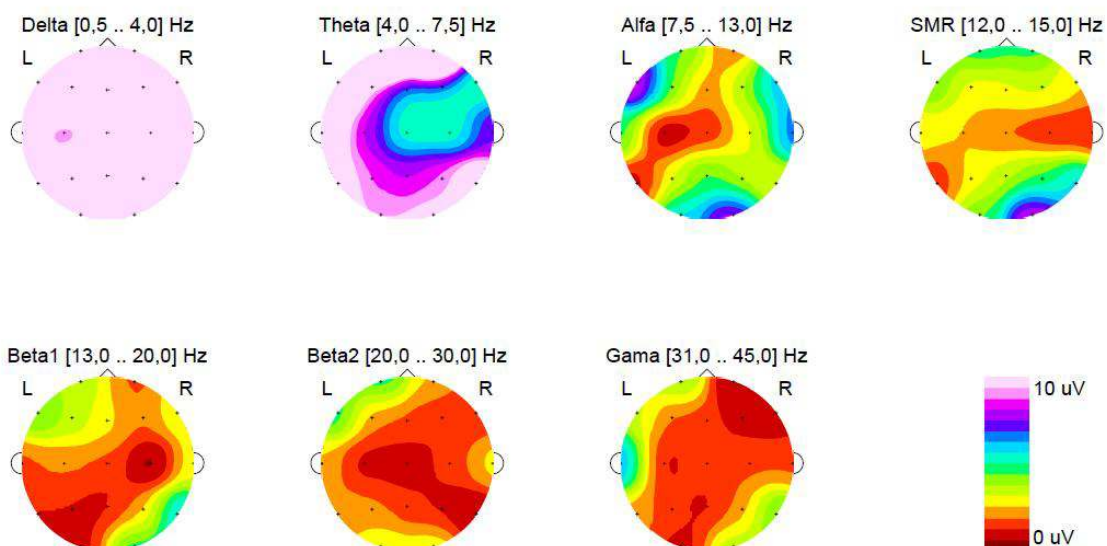


Obr. 2.3a Ukázka frekvenční mapy se zvýšenou aktivitou Gama



Obr. 2.3b Ukázka frekvenční mapy se zvýšenou aktivitou Gama

Za úspěchem ve hře stojí zvýšený projev aktivity Delta a Theta, která se vyskytuje v podstatě po celém snímaném povrchu lbi. Tato aktivita dosahovala u velmi úspěšných jedinců hodnot až 100 μ V. V bodování hry to znamenalo získání více než 130 bodů. Ukázka takovéto aktivity je na obrázku 2.4. Výsledky korespondují se známými fakty - aktivita Theta se vyskytuje ve stavu hluboké relaxace a spojuje se s kreativním myšlením, nadměrnou představivostí a objevuje se při vizualizaci různých myšlenek, což je důležité pro herní úspěch.



Obr. 2.4 Ukázka frekvenční mapy se zvýšenou aktivitou Delta a Theta

V mé osobní zkušenosti pomohlo, pro zvýšení úspěchu, soustředění se na jeden bod na monitoru (např. kolo formule, list na trávě, ale i přímo roh monitoru a okrajové sledování hry), čímž se pozornost mozku upínala k jednomu bodu a vyloučilo se ovlivnění pozorováním např. pohybující se formule, která také může rozptylovat.

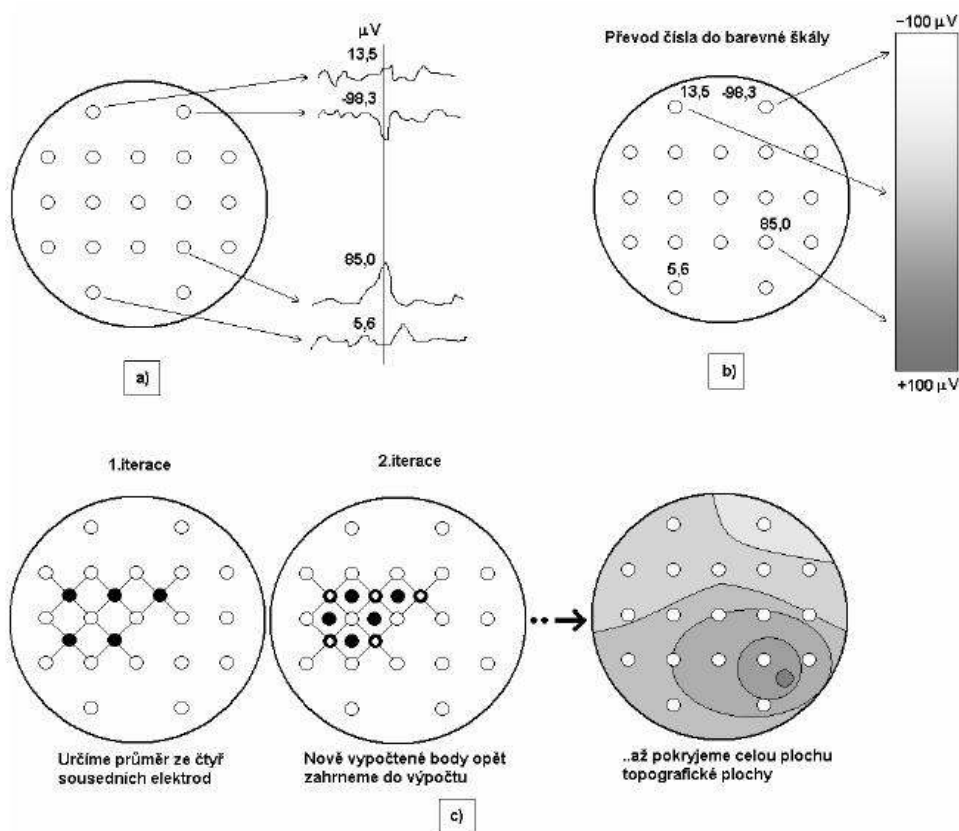
Výsledné skóre všech testovaných osob bylo velice rozmanité. Několik osob bylo totiž testováno v rámci praktického semináře, kde byli přítomní studenti, kteří mohli testovanou osobu rozrušit. Výsledek také může ovlivnit stanovení cíle, kterého chce dotyčný dosáhnout, např. aby se ukázal před ostatními.

Jak již bylo zmíněno, značnou mírou na výkonnost působí ovlivnění okolím, proto bych pro trénování doporučila pokud možno eliminaci všech rušivých elementů, tzn. žádná hudba, vypnuté mobilní telefony a rušivá zařízení, nesnímat signál v přítomnosti další osoby (kromě osoby provádějící snímání) a pokusit se vyšetřovanou osobu uklidnit a navodit relaxační stav.

Jako další terapeutickou hru bych navrhla hru *Kočka*, kde by byla vyobrazena kočka s klubíčkem, jejímž cílem by bylo rozpohybování klubíčka vpřed. V případě úspěchu by se kutálelo a kočka jej stále udržovala v pohybu a body by naskakovaly při každém dotknutí se klubíčka. Při překročení *Inhibit* by se kočka sice pohybovala, ale netrefila se do klubíčka.

Jinou verzí může být malé dítě - kojeneček, které se učí převalovat ze zad na břicho. Pro úspěch by tzv. válelo sudy, v případě nedostatečného výkonu by se přetočilo jen na bok. Počet bodů by naskakoval při každém dotočení se na břicho.

3. Rozložení elektrických potenciálů na povrchu hlavy



Obr. 3.1. Princip topografického mapování [10]

Vzorové mapy potenciálů v jednotlivých rušeních jsou uvedeny v přílohách č.10 - 14. Mapy všech subjektů jsou vytvořeny v software TruScan EEG Viewer a uloženy na CD v souboru *Amapy.pdf*.

U artefaktu mrkání byl největší potenciál ve frontální a prefrontální části, což odpovídá předpokladu. Největší amplituda se pohybovala okolo 250 μV v prefrontální části, ve frontální části průměrně 70 μV , v ostatních svodech do 50 μV . Při pravidelném mrkání byla frekvence okolo 7 Hz.

U artefaktu zatnutí zubů dosahovala amplituda hodnot přes 100 μV po celé centrální části. Zápornou hodnotu měla amplituda v temporální části, neboť při silném zatnutí zubů se nám může podařit eliminovat vnímání zvuků okolí.

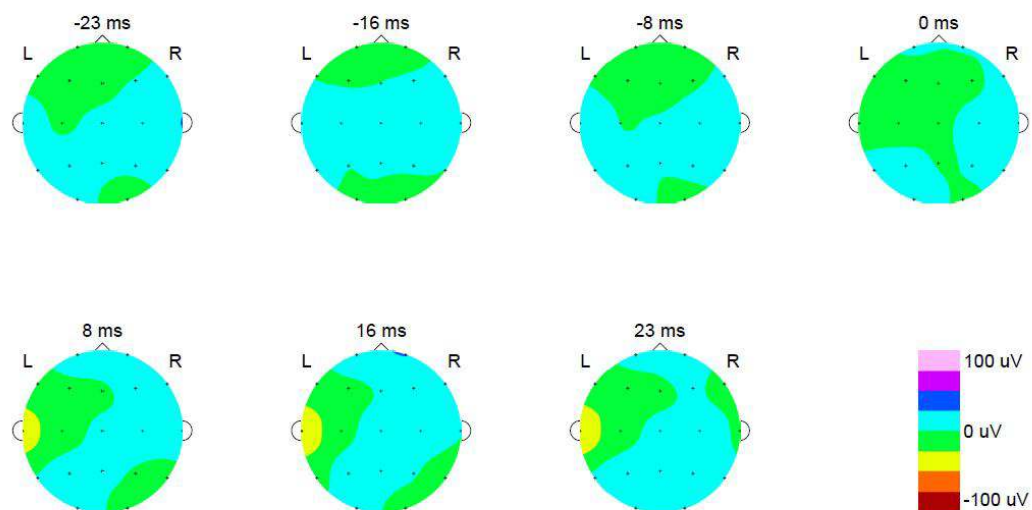
Při sevření pěsti byla patrná amplituda okolo 60 - 70 μV i vyšší převážně v parietální a okcipitální krajině.

Pohybový artefakt propnutí špiček se objevil pouze u 2 subjektů. Může to být způsobeno tak jemným pohybem testované osoby, případně přeslechnutí nebo nepochopení daného pohybu. Amplituda při tomto artefaktu byla velice nízká, skoro až nulová, objevovala se v centrální části, kde se nachází centrum řízení pohybu.

Artefakt zívnutí byl opět velice individuální. Výkon ovlivňuje tzv. hluboké nebo mělké zívnutí, neboť v případě mělkého by výkon ve frontální části velice nízký, okolo 2,5 μV . Hluboké zívnutí dosahovalo amplitudy až přes 100 μV a potenciál se v daném časovém objevoval v centrální a okcipitální krajině.

Na několika záznamech je v určitých svodech vidět rušení z pohybu elektrody, které nebylo možné eliminovat ani dostatečným nanesením gelu pod elektrodu.

Na obrázku 4.2. je znázorněna amplitudová mapa klidového záznamu, kde zvýšený potenciál nevidíme, pouze v levé temporální části, což odpovídá zmiňovanému faktu naslouchání okolí.



Obr. 3.2. Amplitudová mapa v časovém okamžiku v klidovém záznamu

4. Frekvenční mapování snímaného artefaktu

V přílohách č.15 - 20 jsou uvedeny příklady vytvořených frekvenčních map v aplikaci TruScan. Mapy všech subjektů jsou uloženy na CD v souboru *Fmapy.pdf*.

V zadní parietálně - okcipitální části mozku bylo vidět nejvíce alfa vlny s amplitudou do 45 μV a frekvencí okolo 9 Hz, které při otevření očí vymizely.

V centrální oblasti převažovaly beta vlny s amplitudou okolo 25 μV a s frekvencí okolo 20 Hz. Zajímavým jevem bylo částečné potlačení beta aktivity při sevření pěsti u několika subjektů. V této části se objevily i theta vlny, občas delta. V centrálním svodu Cz byl spatřen EKG artefakt, který se nepodařilo odstranit ani jemným posunutím elektrody.

V temporální části byla patrná občasná alfa a beta aktivita s nízkým výskytem theta vln. Zde se u několika nervózních jedinců (3 subjekty) objevila vysoká beta2 a gama aktivita, které by se při snímání signálů v klidu neměly zobrazit. Důvodem, proč se tyto aktivity objevily může být i fakt, že subjekty vnímaly zvuky okolí, neboť v temporální části sídlí sluchové centrum.

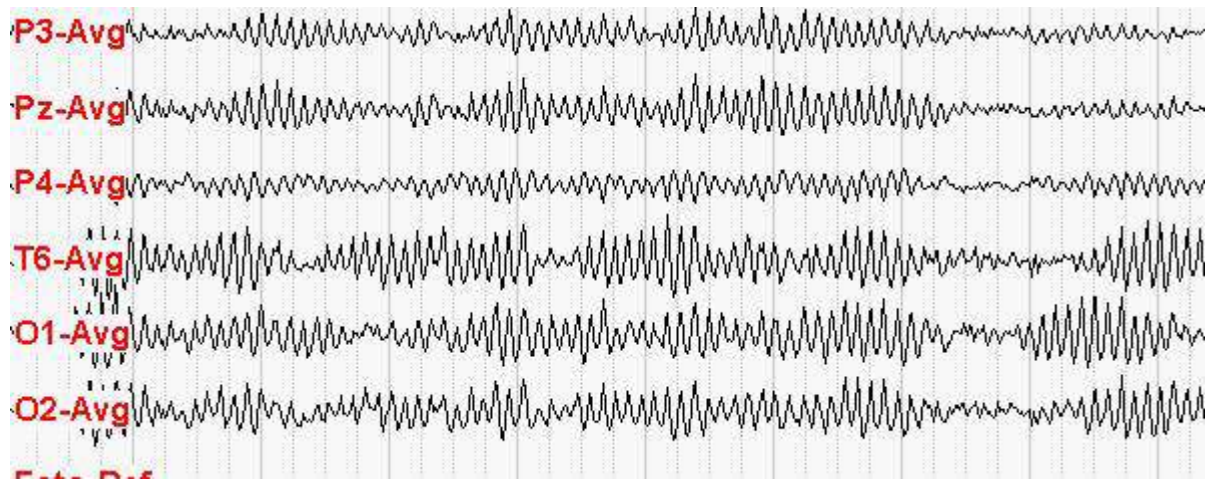
Ve frontální části převažovala beta aktivita, ale objevily se i delta vlny (v případě velmi nervózních jedinců). V této části lbi převažoval nepravidelný artefakt z pohybu očních bulbů a cíleně sledovaný artefakt mrkání.

Delta vlny se objevovaly v elektrodách F3 a C3, její amplituda rostla přímoúměrně s nervozitou testovaného subjektu (snaží se soustředit) a dosahovala přes 100 μV . V klidovém stavu byl její potenciál do 10 μV .

V klidovém stavu se neobjevovaly vlny beta2, gama, SMR a jen okrajově beta1, což je v souladu s dříve uvedenými informacemi. Typická byla aktivita alfa dosahující amplitudy okolo 10 μV .

V několika záznamech se projevil MU rytmus (obr.4.1), který je podobný alfa aktivitě, jen nevymizí s otevřením očí, ale naopak s pohybem- snímané sevření pěsti.

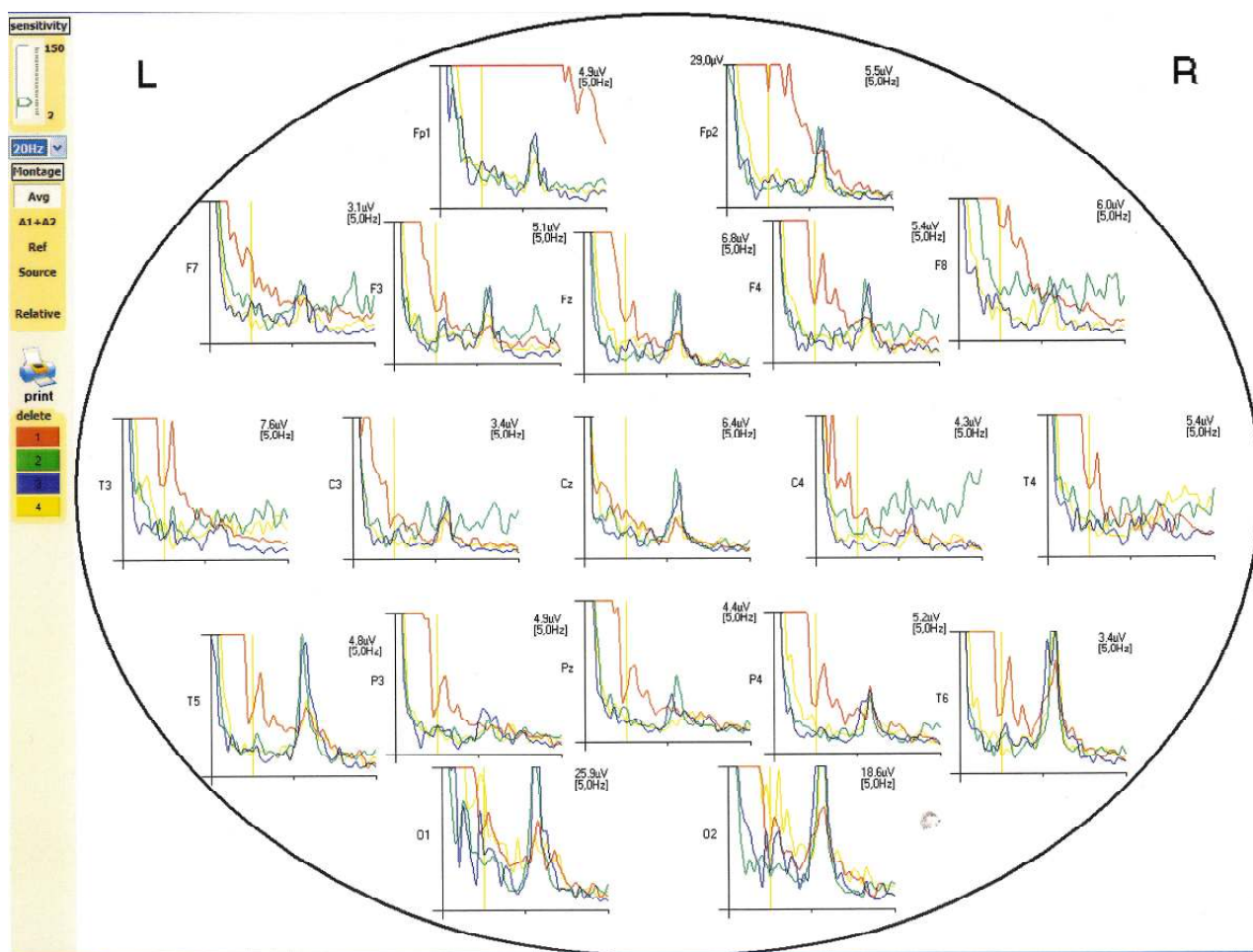
Theta aktivita se objevila v každém záznamu, její amplituda byla do 20 - 25 μV , u několika subjektů byly hodnoty i k 60 μV a více. Tyto vlny mají souvislost s kreativitou a vnitřním soustředěním, proto ji vidíme v každém záznamu. Potenciály má hlavně v temporální oblasti, vyšší hodnoty byly u několika jedinců v levé hemisféře.



Obr. 4.1. MU vlny

5. Spektrální analýza snímaného signálu

Pro spektrální analýzu byl opět použit dodávaný software TruScan EEG Viewer. Na obrázku 5.1. je vidět výkonové spektrum všech čtyř zkoumaných artefaktů. Příložený obrázek není kvalitní, neboť z aplikace se spektra bohužel nedala uložit do *.pdf* ani *.jpg*. Pro získání tabulek s hodnotami pro pásma delta, theta, alfa a beta byla v software použita funkce numerické spektrální analýzy. Ty byly převedeny do souboru *.xls* a zprůměrovány pomocí tabulkového editoru MS Excel V přílohách č.21 - 26 jsou uvedeny tabulky s průměrnými hodnotami (v rozmezí 1 - 45 Hz) v každém svodu, pro každý ze zkoumaných artefaktů a také hru, je uvedena i průměrná hodnota ze všech svodů a minimální a maximální hodnota. Tabulky všech subjektů pro každý artefakt zvlášť jsou uloženy v souborech *NumAmrkani.pdf*, *NumAzuby.pdf*, *NumApest.pdf*, *NumAzivani.pdf*, *NumAhra.pdf* na příloženém CD.



Obr. 5.1. Výkonové spektrum artefaktů z mrkání, zatnutí zubů, sevření v pěst a zívání

V případě zkoumaného artefaktu mrkání vidíme v tabulce vyšší hodnoty ve frontální části. Jejich nejvyšší hodnota byla až 254 μV v pásmu 1 - 45 Hz. Nejvyšší potenciál se objevil v pásmu delta vln 179 μV ve svodu Fp2, nejnižší hodnoty v tomto rozsahu se pohybovaly okolo 3 μV . V pásmu theta byla nejvyšší hodnota opět ve svodu Fp2 a to 130,2 μV , nejnižší hodnota se vyskytla okolo 2 μV . Při projevu alfa aktivity byl nejvyšší potenciál 57,2 μV ve stejném svodu, nejnižší hodnoty se ustálily okolo 1,2 μV . V beta aktivitě byl nejvyšší potenciál 39 μV v prefrontální části, nejnižší 0,8 μV v parietální části.

Tyto hodnoty odpovídají sestaveným topografickým mapám a předpokladu zaznamenání vyšších hodnot v prefrontální a frontální části při mrkání.

Při artefaktu zatnutí zubů jsou nejvyšší hodnoty delta aktivity opět ve frontální části, dosahují až 127,3 μV , průměrná hodnota pro všechny svody byla 7,6 μV . Nejnižší potenciály byly v parietální a centrální části. Ve spektru 3 - 7 Hz byla průměrná hodnota 5,12 μV a vyskytovala se rovnoměrně po celé lbi. Nejvyšší hodnoty 92,9 μV , 61,1 μV a 20,9 μV se vyskytovaly jak ve frontální části, tak v temporální. Alfa aktivita převládala ve frontální a temporální části, hodnoty se pohybovaly do 15 μV , pouze ve svodu F7 se jednou objevila vyšší hodnota 48,8 μV . Průměrnou hodnotou bylo 5 μV . V pásmu 12 - 18 Hz byla nejvyšší hodnota 34,2 μV vyskytující se ve svodu F7, ale průměrná hodnota byla 4,19 μV , nejnižší kolem 1 μV . Při porovnání hodnot všech testovaných subjektů pro zatnuté zuby ve spektru 1 - 45 μV byla nejvyšší hodnota 185 μV vyskytující se pod svodem F8 a minimum 3 μV . Průměr se ustálil na hodnotě 18,32 μV s převažujícími vyššími hodnotami ve frontální a okcipitální části.

Výsledné hodnoty si vysvětlují pohybem při zatnutí zubů, kdy cítíme tlak v temporální a okcipitální části.

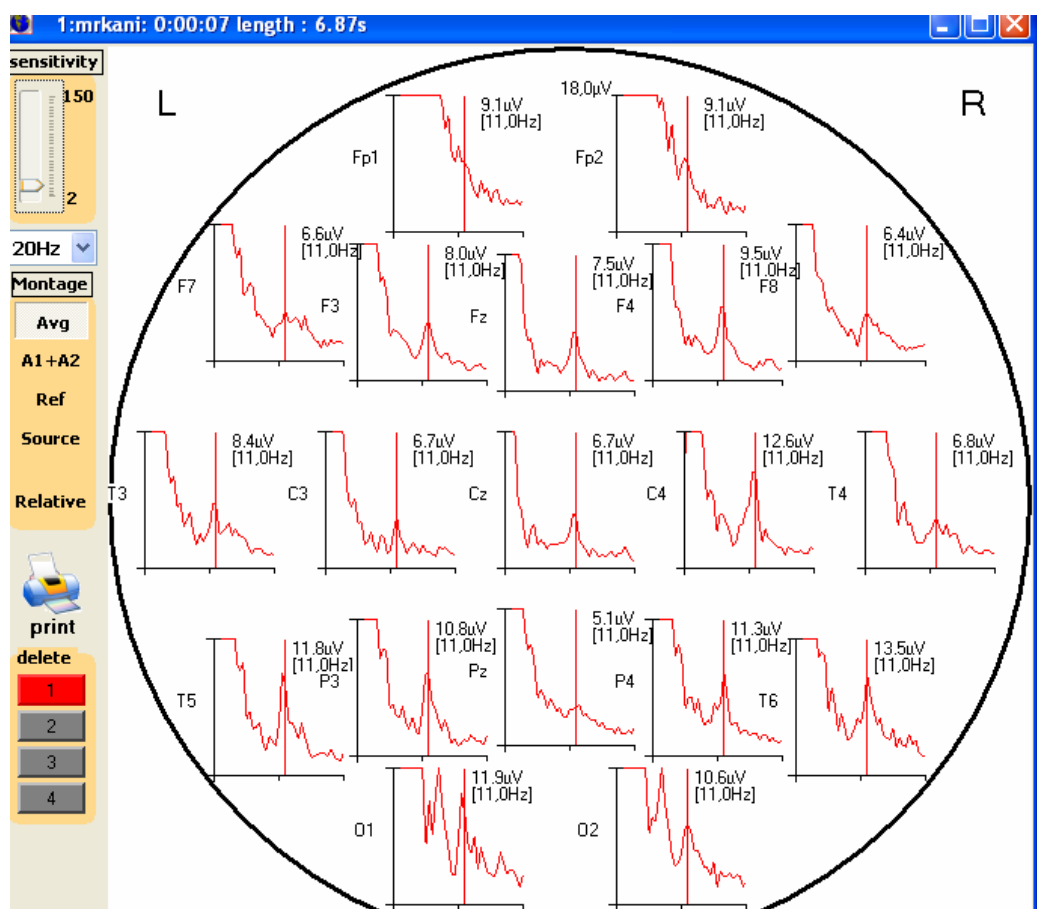
Pohybový artefakt sevření v pěst doprovázely průměrné hodnoty 11,21 μV s jedním maximem 110,5 μV , nejvyšší hodnoty se pohybovaly do 40 μV převážně ve frontální a okcipitální krajině. Při porovnání s jinými artefakty byly hodnoty ve zkoumaných spekter vyšší než u ostatních. Vysvětlují si to vědomým pohybem sevření pěsti, kdy je potřeba zapojit nejen svaly na hlavě, ale i na rukou, tudíž musí být výsledný potenciál vyšší. Nejvíce se opět projevovaly hodnoty v pásmu delta, které bych v tuto chvíli nepředpokládala.

Dle předpokladu byly nejvyšší hodnoty při zívání v okcipitální krajině, kde dosahovaly do výše až 256,1 μV v průřezu celým spektrem. Pokud pomíneme tyto vysoké hodnoty, průměr byl okolo 35 μV . Zvýšené hodnoty byly převážně u pásma beta. Ty mohou být ovlivněny samotným měřením, neboť část snímání subjektů probíhalo v rámci ranních praktických cvičení, kdy studenti mohli být unaveni a pokyn k zívání mohl na několik vteřin navodit pocit ke spánku.

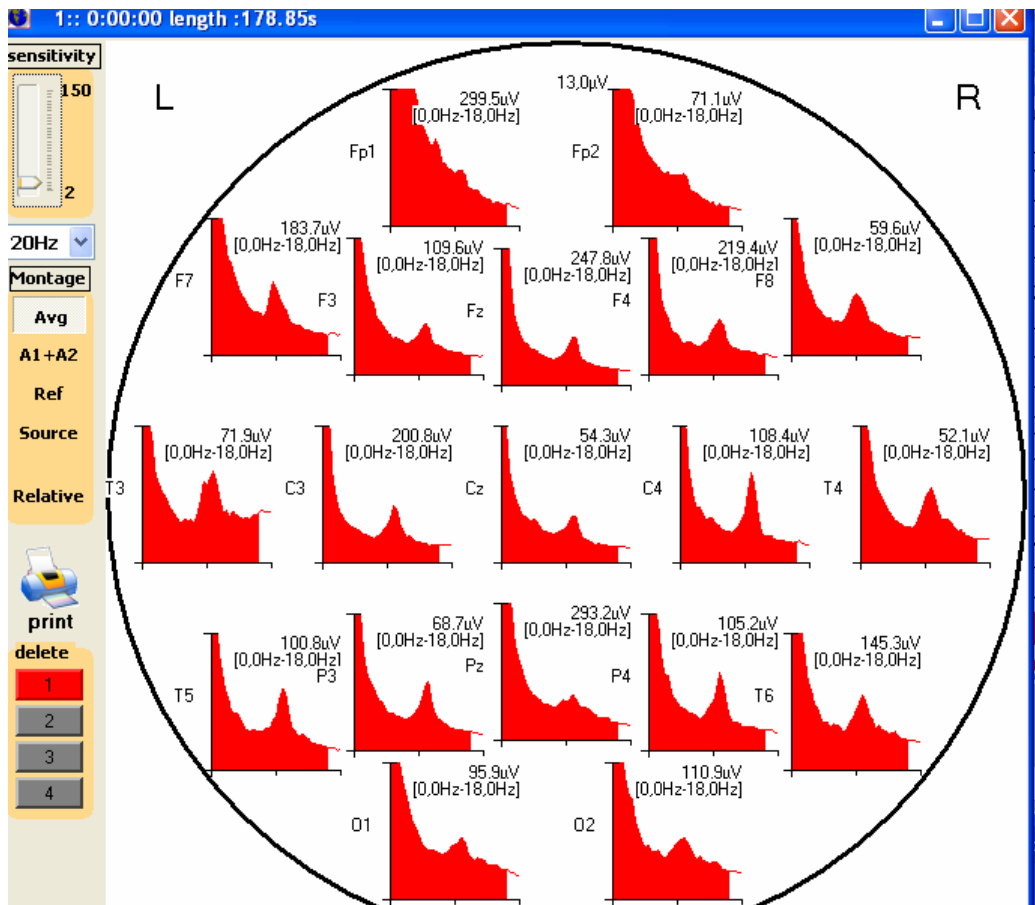
Pro numerickou spektrální analýzu jsem si vybrala hru Formule. Při využití biologické zpětné vazby byly výsledky velmi rozdílné oproti standardnímu snímání s artefakty. Došlo k velkému úbytku hodnot v pásmu delta (jejich maximum bylo na hodnotě 28,7 μV) a theta (maximum 20,9 μV). Hladiny alfa a beta byly do hodnot 22 μV . Pokud se vyskytly vyšší hodnoty v celém pásmu 1- 45 Hz, byly přítomny ve frontální části, okcipitální a částečně emporální části, což si vysvětlují již dříve zmíněným faktem naslouchání okolí (v temporální části sídlí příjmové centrum akustických signálů) a sledováním monitoru PC. Tyto nižší hodnoty přímo nekorrespondují s naměřenými výsledky EEG biofeedbacku, což si vysvětlují možnou špatnou interpretací barevné škály na zobrazené hodnoty a zvolení nízké amplitudy pro porovnávání v kapitole č.2.

Na obrázku 5.2. je zobrazeno výkonové spektrum při frekvenci 11 Hz při snímání artefaktu mrkání, kde vidíme rozložení hodnot v každém svodu.

Na obrázku 5.3. je označeno spektrum při hře v pásmu 0 - 18 Hz, které tedy zahrnuje standardní hladiny.



Obr.5.2. Výkonové spektrum signálu při frekvenci 11Hz v artefaktu mrkání



Obr. 5.3. Výkonové spektrum při hře

Závěr

Tato bakalářská práce je v teoretické části zaměřena na popis signálu vytvářeného mozkiem a rozdělení jednotlivých frekvenčních pásem v záznamu. Obsahuje základní popis elektroencefalografu, elektrod a druhy rušení snímaného signálu.

V praktické části bylo provedeno měření na 15 subjektech s využitím EEG přístroje firmy Alien. Nasnímané signály s rušeními byly zobrazeny pomocí aplikace EEG Viewer (TruScan Explorer), kde byly vytvořeny frekvenční (kap. 4) a potenciálové mapy (kap. 3) mozku a také vypočítána numerická spektrální analýza (kap. 5) jejíž průměrné hodnoty byly vypočítány pomocí MS Excel. Veškeré zobrazené mapy a tabulky byly exportovány do souboru PDF a jsou uloženy na CD spolu se všemi naměřenými daty.

Při využití biologické zpětné vazby byl použit software přístroje a pro zobrazení frekvenčních map opět TruScan Explorer a byl definován vliv výkonu určitých aktivity na úspěch ve hře v kapitole č.2.

Vyhodnocení záznamů je obtížnou záležitostí, která vyžaduje heuristický přístup a také nejlépe lékařské vzdělání, tudíž reprezentace výsledků byla usuzována podle známých a definovaných změn v analyzovaných EEG signálech s ohledem na možné nepřesnosti při měření.

Mé doporučení pro snímání EEG signálu s přístrojem společnosti Alien spočívá v dobré kontrole odporu elektrod při upevňování EEG čepic, kde software zobrazuje rozložení všech elektrod a jejich aktuální odpor a vizuální kontroly záznamu před spuštěním samotného nahrávání. Doporučila bych mít povědomí o možných artefaktech a jejich projevech a případné náhlé změny nebo projevy při nahrávání poznačit do poznámek, neboť jak bylo zmíněno v úvodu, EEG signál má nahodilý charakter, tudíž pokud nebudeme mít poznačeno co se v průběhu snímání dělo, nemůžeme mít jistotu, zda se jedná o patologický stav, či pouze projev některého z artefaktů.

Součástí bakalářské práce je přiložené CD, které obsahuje naměřená data, zmíněné PDF dokumenty se zobrazenými mapami a tabulkami a elektronický text bakalářské práce.

Seznam literatury

- [1]. Akay, M. *Biomedical engineering* Volume 2, John Wiley and Sons 2006
- [2]. Bednařík J.: *Učebnice obecné neurologie*. 1. vyd. Brno: MU 2003, ISBN 80-210-3309-6
- [3]. Duffy, F.H. *Clinical Electroencephalography and topographic brain mapping*, Springer-Verlag, 1989, ISBN 3-540-96856-3
- [4]. Hess, R.: *EEG Handbook*, Sandoz Ltd., 2.vydání 1969,
- [5]. Chmelař, Milan, Mišurec J.: *Elektroencefalografie*. 1. vydání IDV SZP Brno 1990. ISBN 80-7013-080-6
- [6]. Michael J. Aminoff: *Electrodiagnosis in clinical neurology*. New York: Churchill Livingstone, 1999. ISBN 0-443-07549-2.
- [7]. Moráň, Miroslav.: *Praktická elektroencefalografie*. 1. vydání IDV SZP Brno 1995, ISBN 80-7013-203-5
- [8]. Penhaker M., *Lékařské diagnostické přístroje*, VŠB Technická univerzita Ostrava, 2004, ISBN 80-248-075-13
- [9]. Pfeiffer J.: *Neurologie v rehabilitaci pro studium a praxi*. 1. vydání Grada 2007, ISBN 978-80-247-1135-5
- [10]. Rozman, J. *Elektronické přístroje v lékařství*, Praha Academia 2006, ISBN 80-200-1308-3
- [11]. Syslová Zuzana, *Elektroencefalografie v praxi*, Tribun EU Brno, 2010 ISBN 978-80-7399-913-1
- [12]. Šimek, Jiří, Stein Jiří: *Jak číst elektroencefalogram*. 1. vydání Státní zdravotnické nakladatelství 1969. ISBN 08-087-69
- [13]. Tyrlíková Ivana, *Neurologie pro nelékařské obory*, NCO NZO Brno 2012, 2.vydání, ISBN 978-80-7013-540-2
- [14]. Valuch J., *Neurotechnologie, mozek a souvislosti*, Gradior Galaxy 1997 ISBN 80-238-244-65
- [15]. Vojtěch, Zdeněk: *EEG v epileptologii dospělých*, 1.vydání Grada Publishing 2006 ISBN 80-247-0690-3
- [16]. Waberžinek, Gerhard., Krajíčková D.: *Základy obecné neurologie*. 1. vydání Praha: Karolinum 2004, 1998. ISBN 80-246-0803-0.

- [17]. Diplomová práce Bc. Jan Hrozek *Elektroencefalografie a audiovizuální stimulace* Dostupné na http://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=8038
- [18]. *3D Games Manual*, zasláno na vyžádání společnosti Deymed
- [19]. *Biosignály z pohledu biofyziky* Dostupné na http://cs.wikisource.org/wiki/Biosign%C3%A1ly_z_pohledu_biofyziky [cit. 2012-05-10]
- [20]. Gerla C., *Schéma biofeedbacku*. Dostupné na <http://zivotni-energie.cz/eeg-biofeedback-a-jeho-hlavni-pouziti.html> [cit.2012-05-10]
- [21]. Medicom, *Electroencephalograph recorder* Dostupné na http://www.medicom-mtd.com/eng/Products/eegr_stimblock.htm [cit. 2012-05-13]
- [22]. Webová stránka *EEG biofeedback*. Dostupná na <http://www.eeg-biofeedback.cz/> [cit.2012-04-24]
- [23]. Mlčoch, Z. *Evokované potenciály* Dostupné na <http://www.zbynekmlcoch.cz/informace/medicina/neurologie-nemoci-vysetreni/evokovane-potencialy-definice-zpusob-provedeni-vysetreni-vyuziti-k-cemu-slouzi> [cit. 2010-12-28]
- [24]. *TruScan Explorer User Guide* [cit.2012-05-09] Dostupné na <http://deymed.com/dl/Manuals/EN/TruScan%20Explorer%20User%20Guide.pdf>
- [25]. Webová stránka. Dostupná na www: <http://brainscope.cz/o-systemu/pro-standardni-eeg-vysetreni/> [cit.2010-12-28]
- [26]. Webová stránka. Dostupná na www: <http://www.enchantedlearning.com/subjects/anatomy/brain/Neuron.shtml> [cit.2010-11-20]
- [27]. Webová stránka. Dostupná na www: <http://people.eku.edu/ritchisong/301notes2.htm> [cit.2010-12-28]
- [28]. Webová stránka. Dostupná na www: <http://www.answers.com/topic/action-potential> [cit.2010-11-20]
- [29]. Webová encyklopedie *Wikipedia*. Dostupná na www: <http://pl.wikipedia.org/wiki/Elektroencefalografia> [cit.2010-10-15]
- [30]. Webová encyklopedie *Wikipedia* Dostupná na www: http://en.wikipedia.org/wiki/File:Complete_neuron_cell_diagram_en.svg [cit.2010-11-20]
- [31]. *TruScan návod k použití*, Dostupné na www <http://deymed.com/dl/Manuals/EEG+PSG.pdf>

Seznam použitých symbolů a zkratek

EEG	elektroencefalogram
CNS	centrální nervový systém
ER	endoplazmatické retikulum
ACTH	adrenokortikotropní hormon
CGRP	calcitonin gene-related peptide
ATP	adenosintrifosfát
EMG	elektromyogram
AP	akční potenciál
VEP	vizuální evokované potenciály
BAEP	kmenové sluchové evokované potenciály
SEP	somatosenzomotorické evokované potenciály
MEP	motorické evokované potenciály
ERP	endogenní evokované potenciály
MRI	magnetická rezonance
RS	roztroušená skleróza
EKG	elektrokardiogram
LED	dioda emitující světlo
EOG	elektrookulogram
EA	elektrická aktivita
EP	elektrický potenciál
PNES	psychogenní non-epileptické záchvaty
CMMR	diskriminační činitel
HP	horní propust
LP	dolní propust

- F - frontální (čelní)
- Fp - prefrontální
- C - centrální (střední)
- P - parietální (temenní)
- O - okcipitopolární (tylní, zátylní)
- T - temporální (spánkový)

Seznam příloh

Příloha č.1. Bloková schémata elektroencefalografů

Příloha č.2. Navrhované zapojení pro osm a šestnácti kanálové EEG přístroje

Příloha č.3. Frekvenční mapa hry s využitím biologické zpětné vazby

Příloha č.4. Artefakt mrkání

Příloha č.5. Artefakt zatnutí zubů

Příloha č.6. Artefakt sevření v pěst

Příloha č.7. Artefakt propnutí špiček

Příloha č.8. Artefakt zívání

Příloha č.9. EKG artefakt

Příloha č.10 Amplitudová mapa v okamžiku otevření očí

Příloha č.11 Amplitudová mapa v okamžiku zatnutí zubů

Příloha č.12 Amplitudová mapa v okamžiku sevření dlaně v pěst

Příloha č.13 Amplitudová mapa v okamžiku propnutí špiček

Příloha č.14 Amplitudová mapa v okamžiku zívnutí

Příloha č.15 Frekvenční mapa v bloku mrkání

Příloha č.16 Frekvenční mapa v bloku zatnutí zubů

Příloha č.17 Frekvenční mapa v bloku sevření dlaně v pěst

Příloha č.18 Frekvenční mapa v bloku propnutí špiček

Příloha č.19 Frekvenční mapa v bloku zívnutí

Příloha č.20 Frekvenční mapa klidového záznamu

Příloha č.21 Tabulka numerické spektrální analýzy mrkání s průměrnými hodnotami ve spektru 1 - 45 Hz

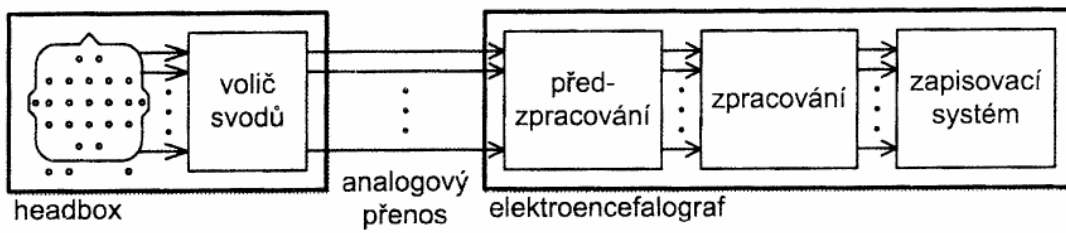
Příloha č.22 Tabulka numerické spektrální analýzy zatnutí zubů s průměrnými hodnotami ve spektru 1 - 45 Hz

Příloha č.23 Tabulka numerické spektrální analýzy sevření v pěst s průměrnými hodnotami ve spektru 1 - 45 Hz

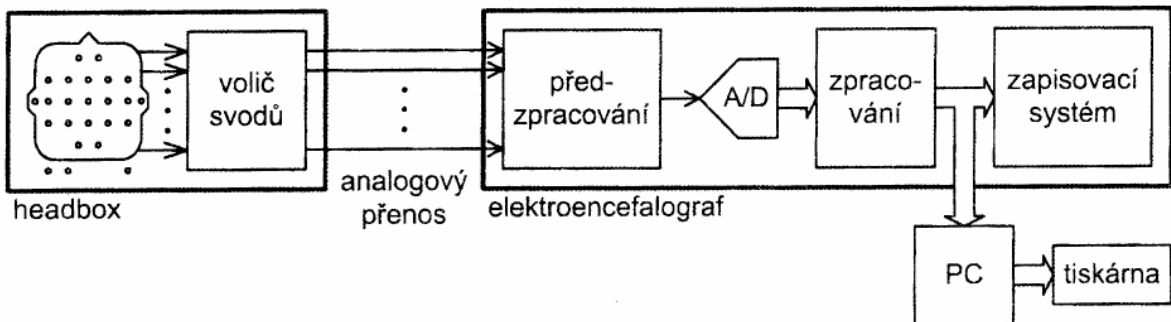
Příloha č.24 Tabulka numerické spektrální analýzy sevření v zívání s průměrnými hodnotami ve spektru 1 - 45 Hz

Příloha č.25 Tabulka numerické spektrální analýzy při hře s průměrnými hodnotami ve spektru 1 - 45 Hz

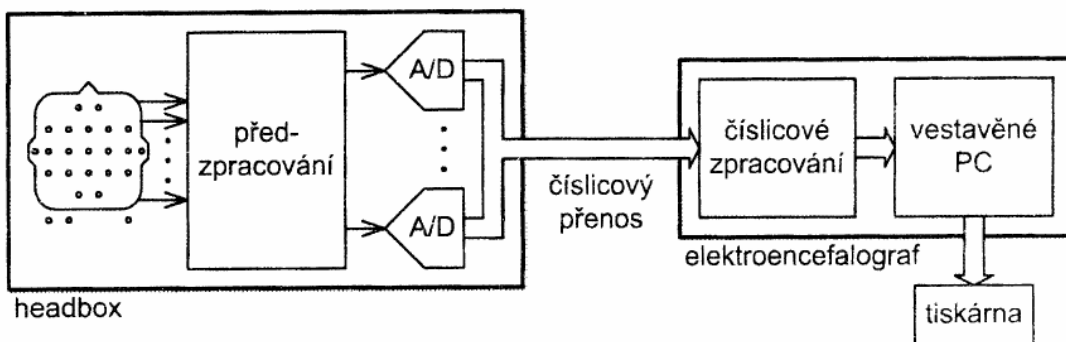
klasické papírové EEG



**EEG s počítačovou analýzou záznamů
(analogový přenos signálu z headboxu)**



**EEG s počítačovou analýzou záznamů
(číslicový přenos signálu z headboxu)**



Příloha č.2. Navrhované zapojení pro osm a šestnácti kanálové EEG přístroje

Šestnácti kanálové zapojení

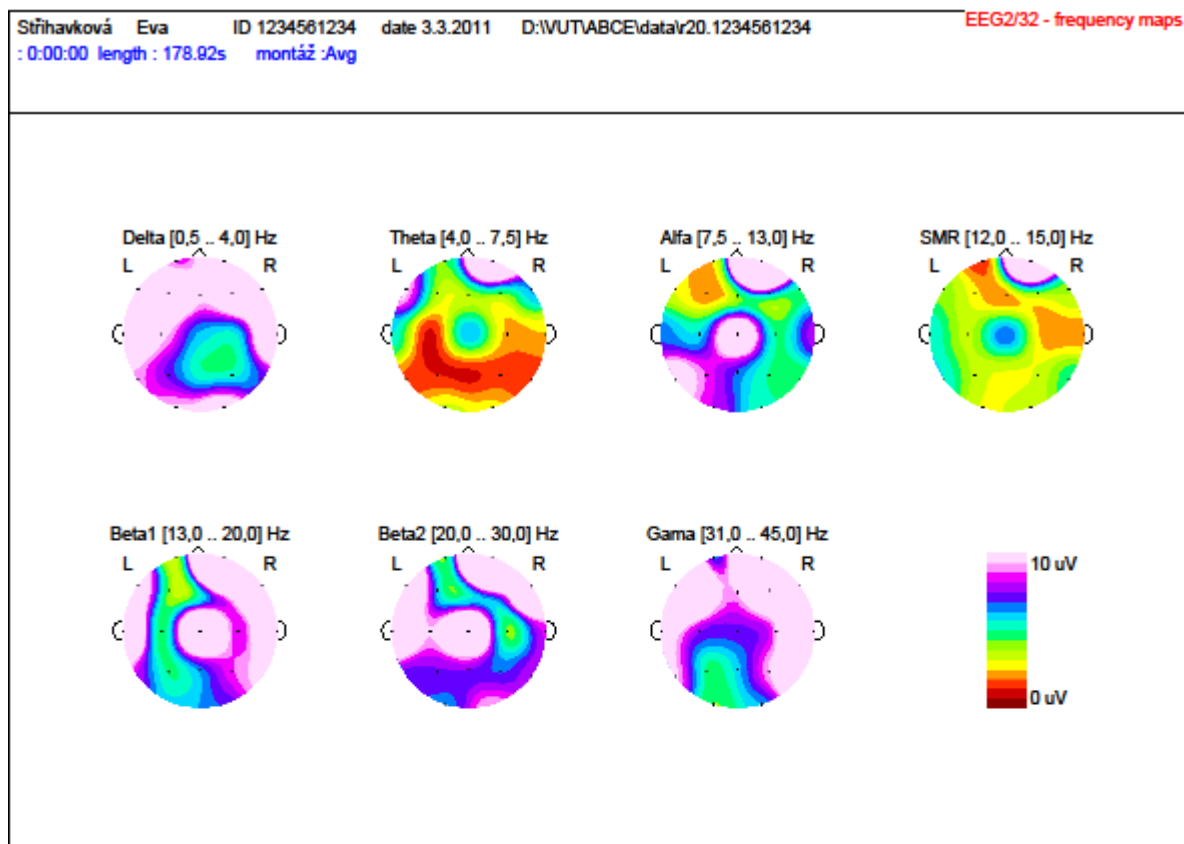
Kanál	Bipolární zapojení				Referenční zapojení	
	Longitudinální	Transverzální				
1	Fp1-F3	F7-Fp1	Fp1-Fp2	F7-Fp1	Fp1-A1	Fp1-A1
2	F3-C3	Fp1-Fp2	F7-F3	Fp2-F8	F3-A1	Fp2-A2
3	C3-P3	Fp2-F8	F3-Fz	F7-F3	C3-A1	F3-A1
4	P3-O1	F7-F3	Fz-f4	F3-Fz	P3-A1	F4-A2
5	Fp2-F4	F3-Fz	F4-F8	Fz-F4	Fp2-A2	C3-A1
6	F4-C4	Fz-F4	A1-T3	F4-F8	F4-A2	C4-A2
7	C4-P4	F4-F8	T3-C3	T3-C3	C4-A2	P3-A1
8	P4-O2	T3-C3	C3-Cz	C3-Cz	P4-A2	P4-A2
9	Fp1-F7	C3-Cz	Cz-C4	Cz-C4	F7-A1	F7-A1
10	F7-T3	Cz-C4	C4-T4	C4-T4	T3-A1	F8-A2
11	T3-T5	C4-T4	T4-A2	T5-P3	T5-A1	T3-A1
12	T5-O1	T5-P3	T5-P3	P3-Pz	O1-A1	T4-A2
13	Fp2-F8	P3-Pz	P3-Pz	PZ-P4	F8-A2	T5-A1
14	F8-T4	Pz-P4	Pz-P4	P4-T6	T4-A2	T6-A2
15	T4-T6	P4-T6	P4-T6	T5-O1	T6-A2	O1-A1
16	T6-O2	O1-O2	O1-O2	O2-T6	O2-A2	O2-A2

Osmikanálové zapojení

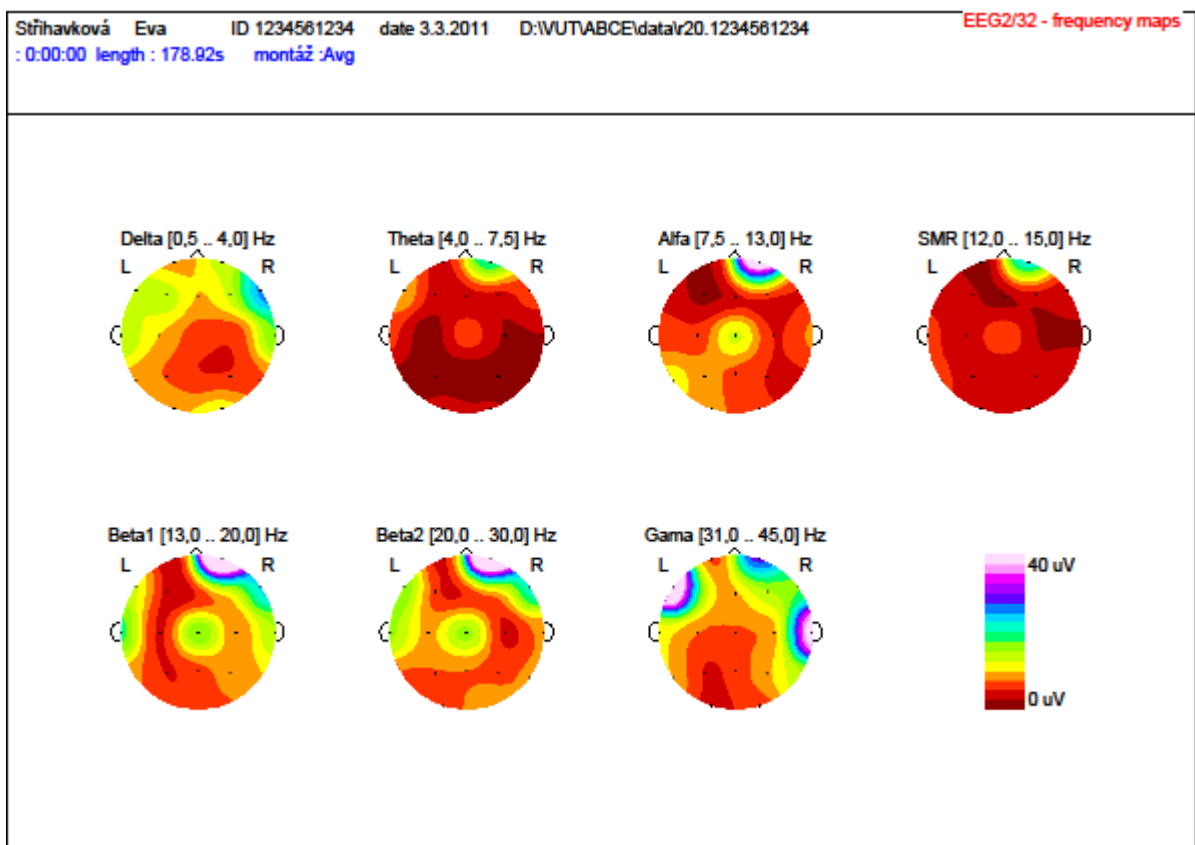
Kanál	Bipolární zapojení					Referenční zapojení	
	Longitudinální		Transverzální				
1	Fp1-F3	Fp1-F7	F7-Fp1	F7-F3	T3-C3	F3-A1	Fp1-A1
2	F3-C3	F7-T3	Fp1-Fp2	F3-Fz	C3-Cz	C3-A1	F7-A1
3	C3-P3	T3-T5	Fp2-F8	Fz-F4	Cz-C4	P3-A1	T3-A1
4	P3-O1	T5-O1	C3-Cz	F4-F8	C4-T4	O1-A1	T5-A1
5	Fp2-F4	Fp2-F8	Cz-C4	T3-C3	T5-P3	F4-A2	Fp2-A2
6	F4-C4	F8-T4	T5-O1	C3-Cz	P3-Pz	C4-A2	F8-A2
7	C4-P4	T4-T6	O1-O2	Cz-C4	Pz-P4	P4-A2	T4-A2
8	P4-O2	T6-O2	O2-T6	C4-T4	P4-T6	O2-A2	T6-A2

Příloha č.3. Frekvenční mapa hry Formula s využitím biofeedbacku

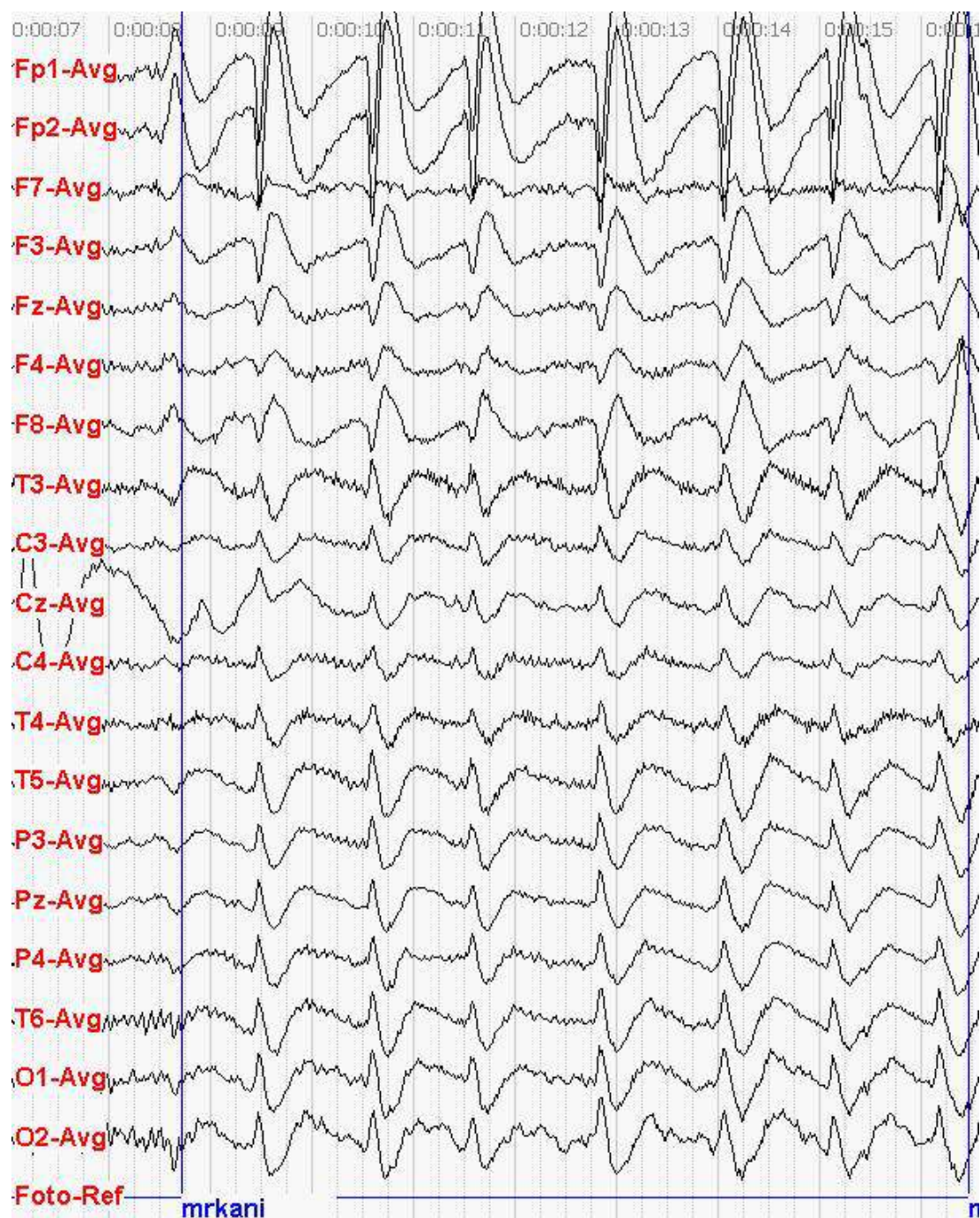
Soubor s názvem F20.pdf



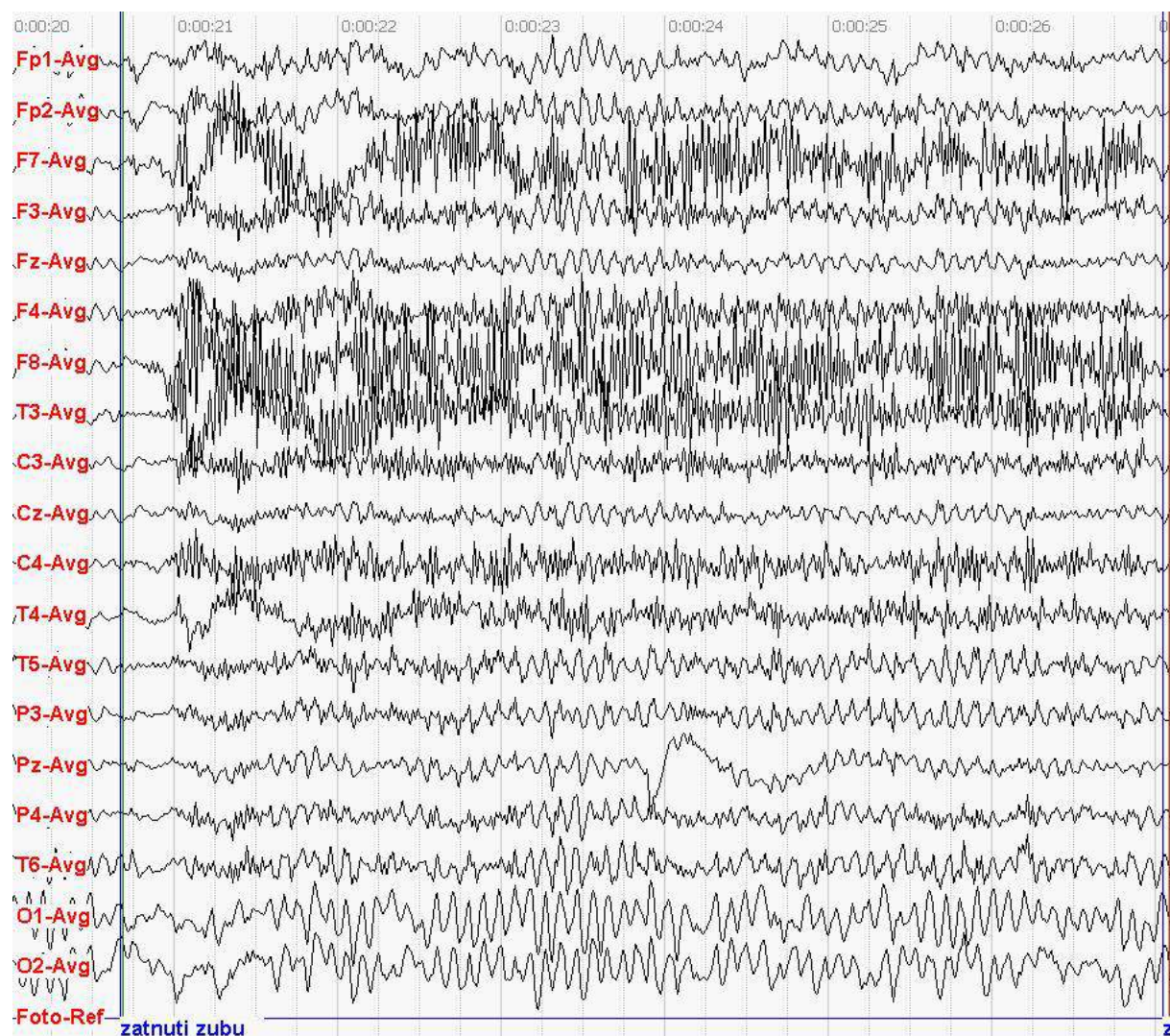
Soubor s názvem F20b.pdf (hra Formula)



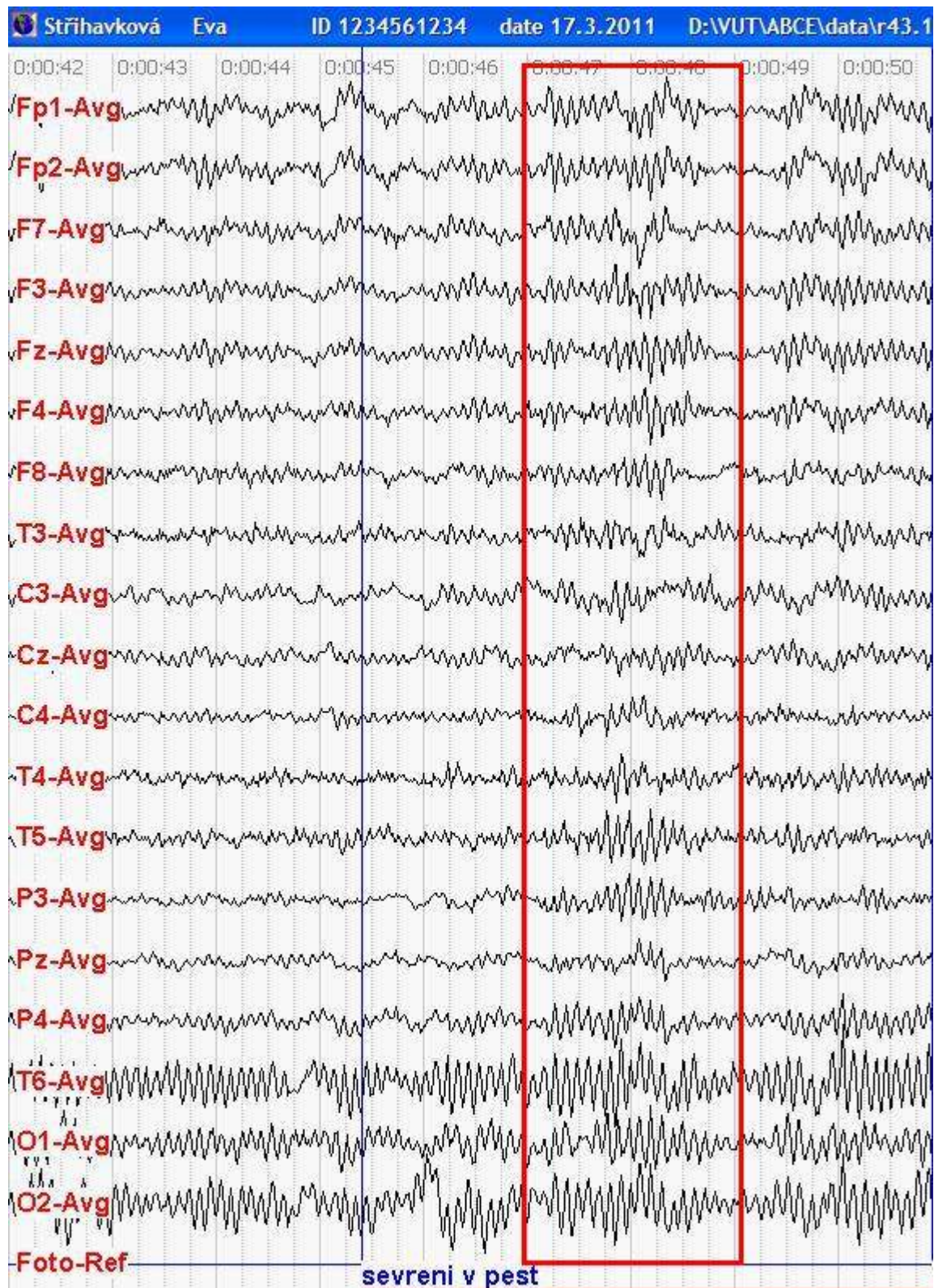
Příloha č.4 Artefakt mrkání, čas.měřítko 15 mm/s, napětové měřítko 70 μ V



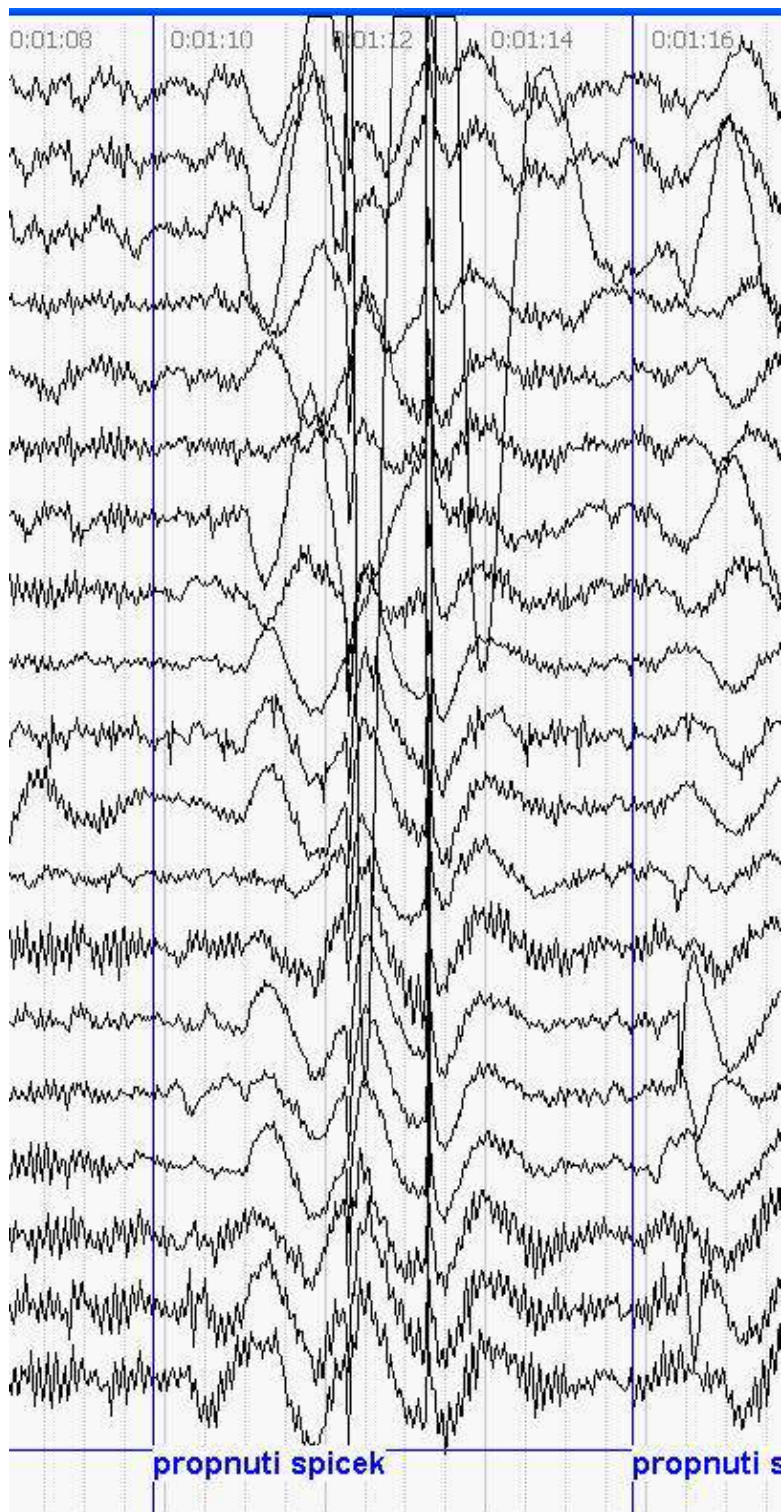
Příloha č.5. Artefakt zatnutí zubů, čas.měřítka 30 mm/s, napěťové m. 70 μ V



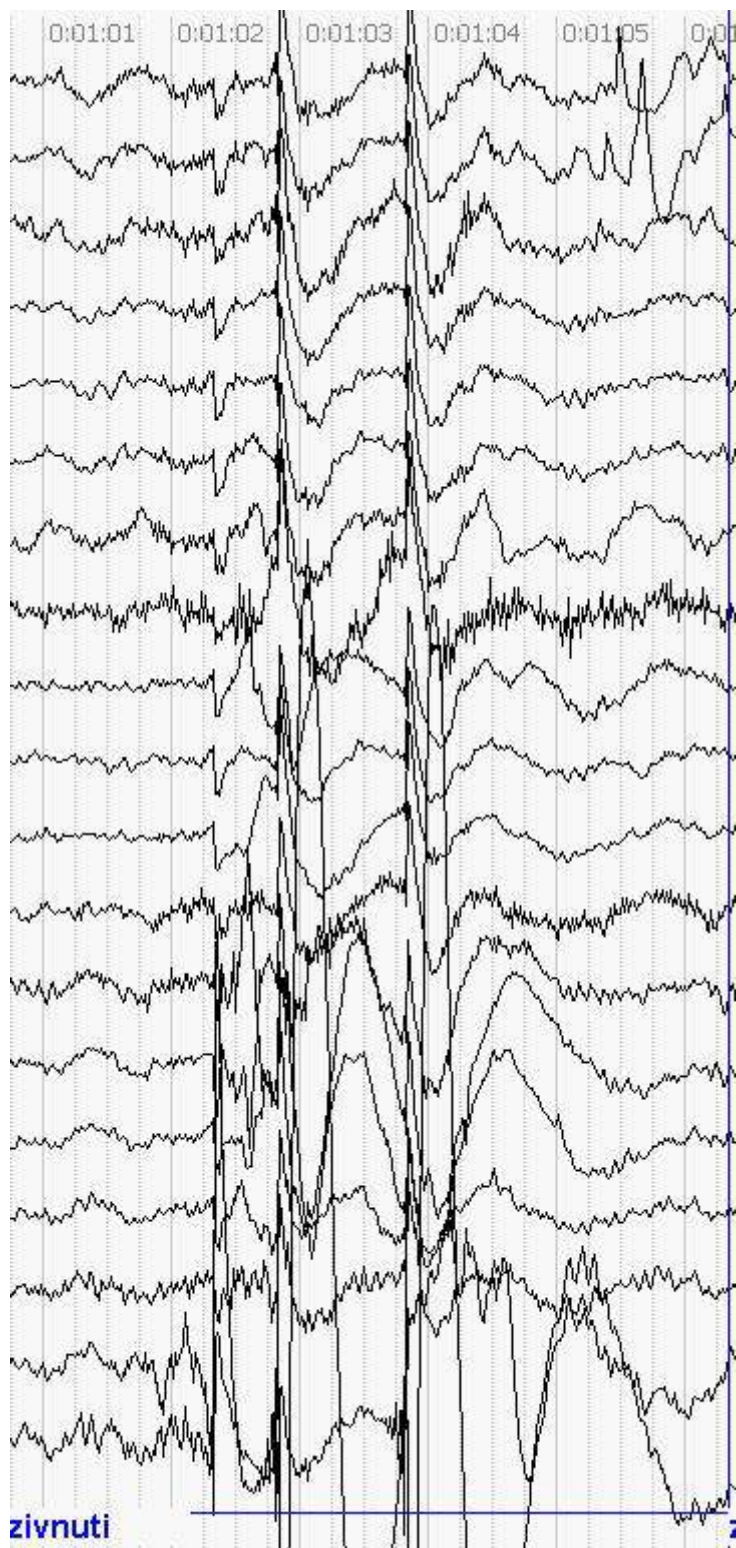
Příloha č.6. Artefakt sevření v pěst, čas.měřítka 15 mm/s, napěťové m. 70 μ V



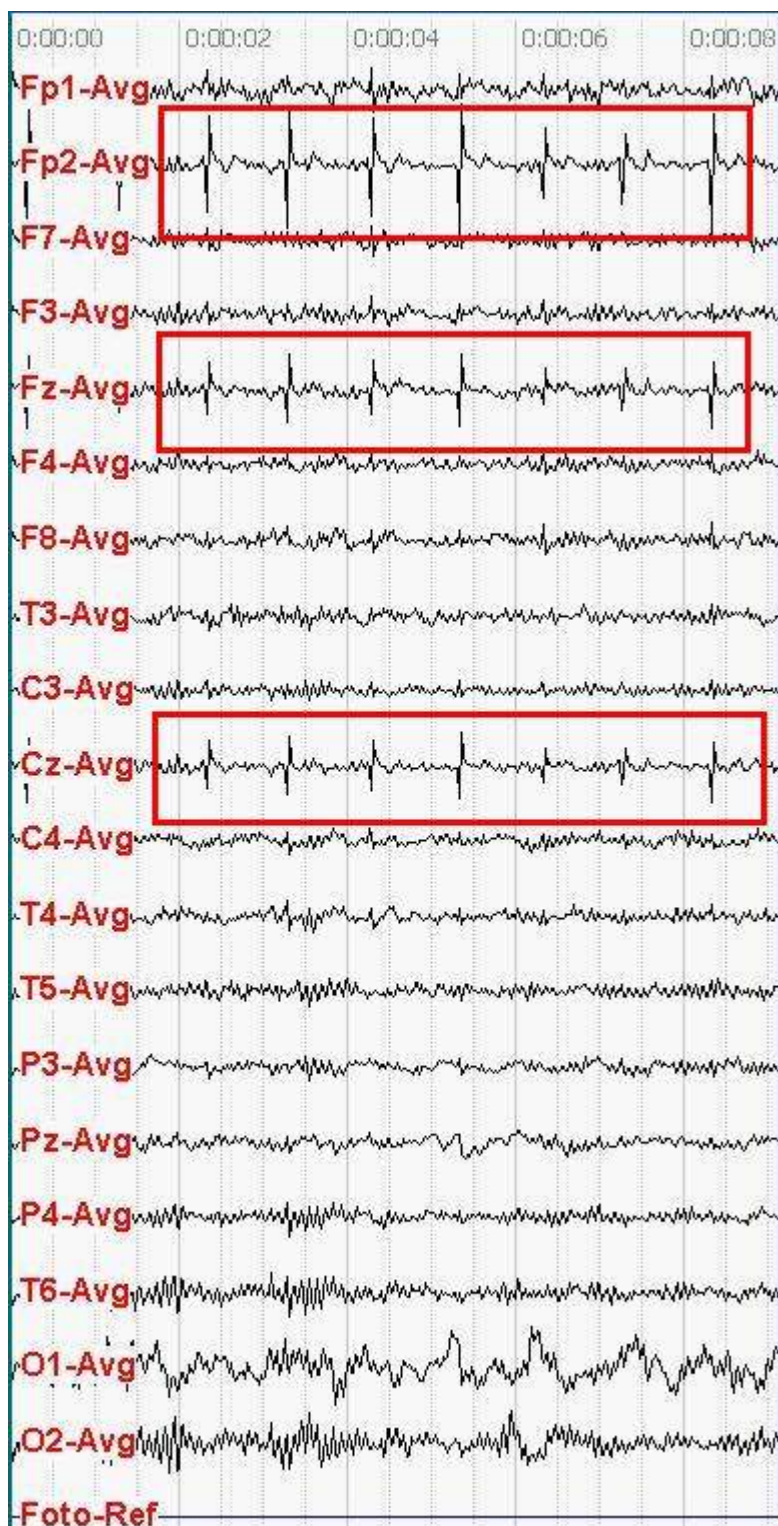
Příloha č.7. Artefakt propnutí špiček, čas.měřítko 15 mm/s, napěťové m. 70 μ V



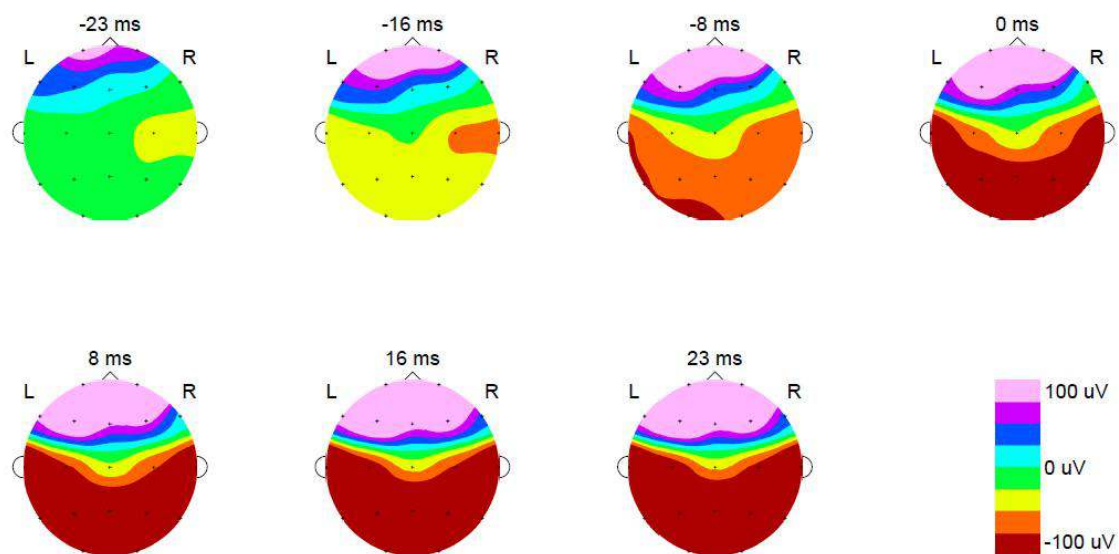
Příloha 8. Artefakt zívnutí, čas.měřítko 15 mm/s, napěťové m. 70 μ V



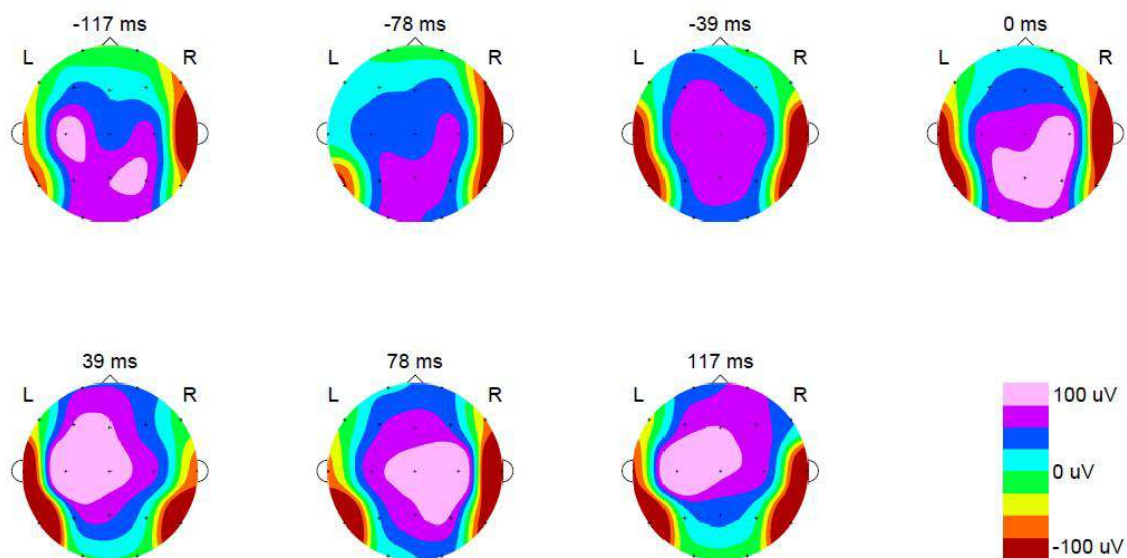
Příloha č.9. EKG artefakt, čas.měřítka 15 mm/s, napěťové m. 70 μ V



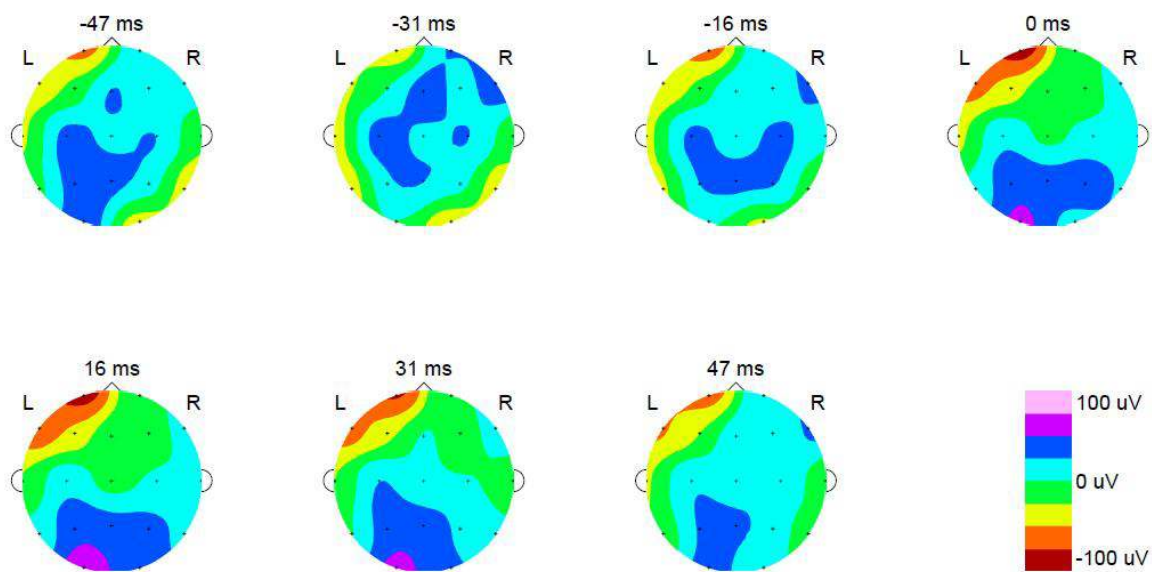
Příloha č.10 Amplitudová mapa v okamžiku mrknutí



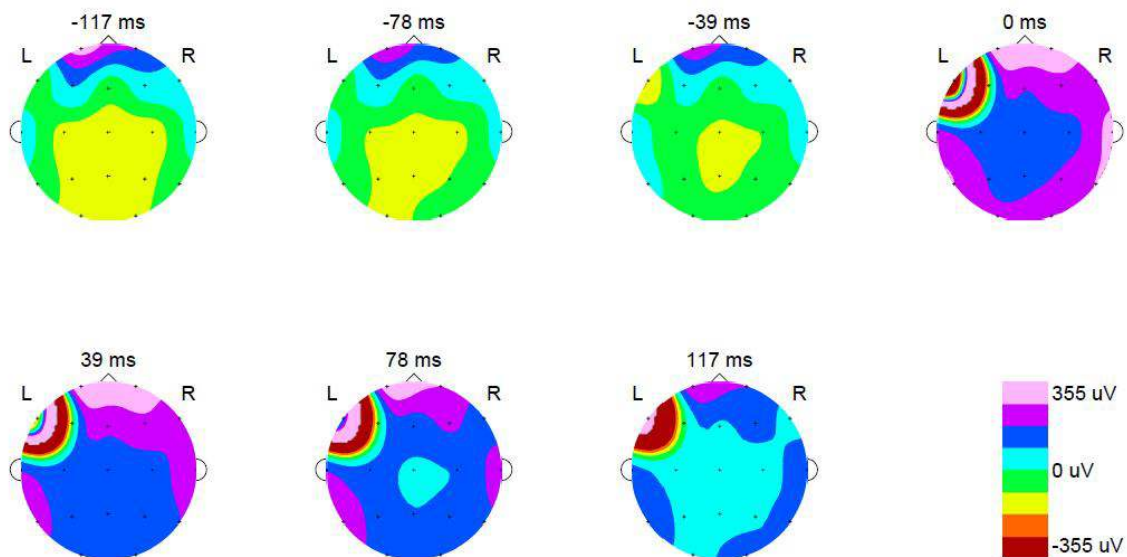
Příloha č.11 Amplitudová mapa v okamžiku zatnutí zubů



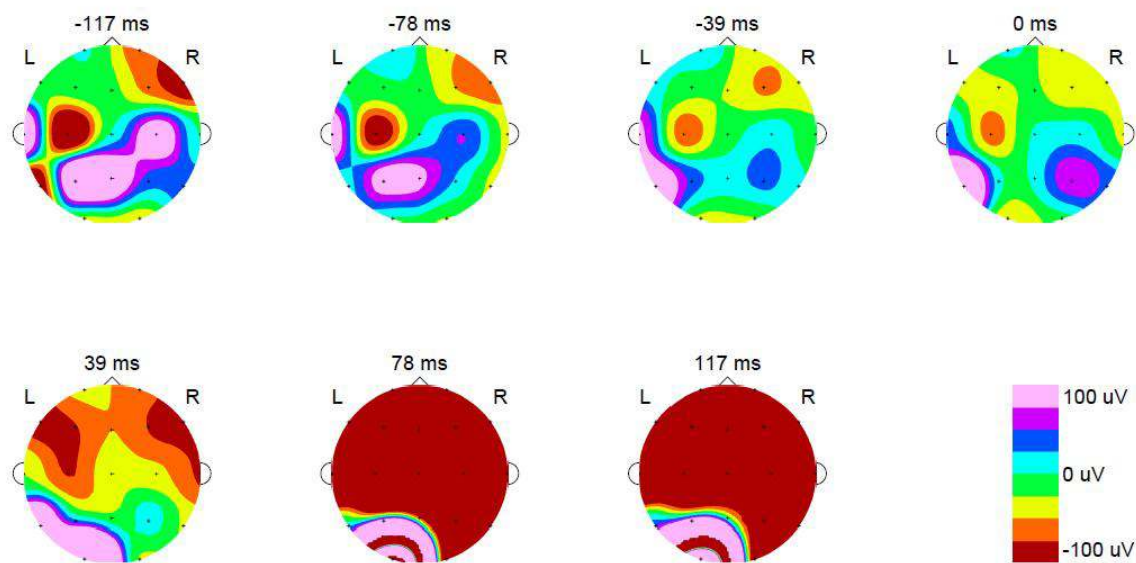
Příloha č.12 Amplitudová mapa v okamžiku sevření dlaně v pěst



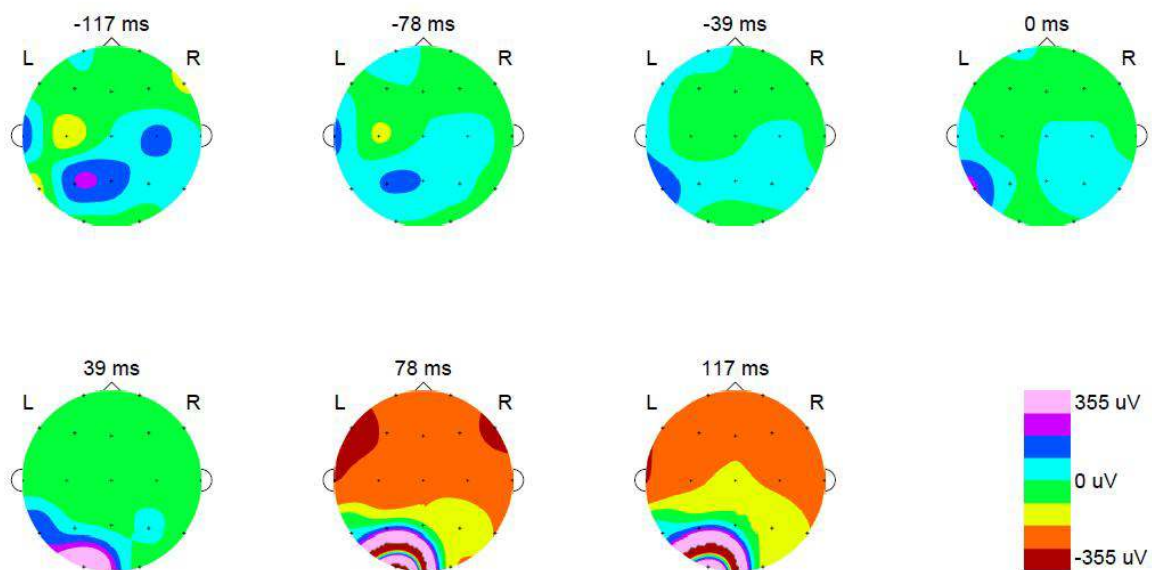
Příloha č.13 Amplitudová mapa v okamžiku propnutí špiček



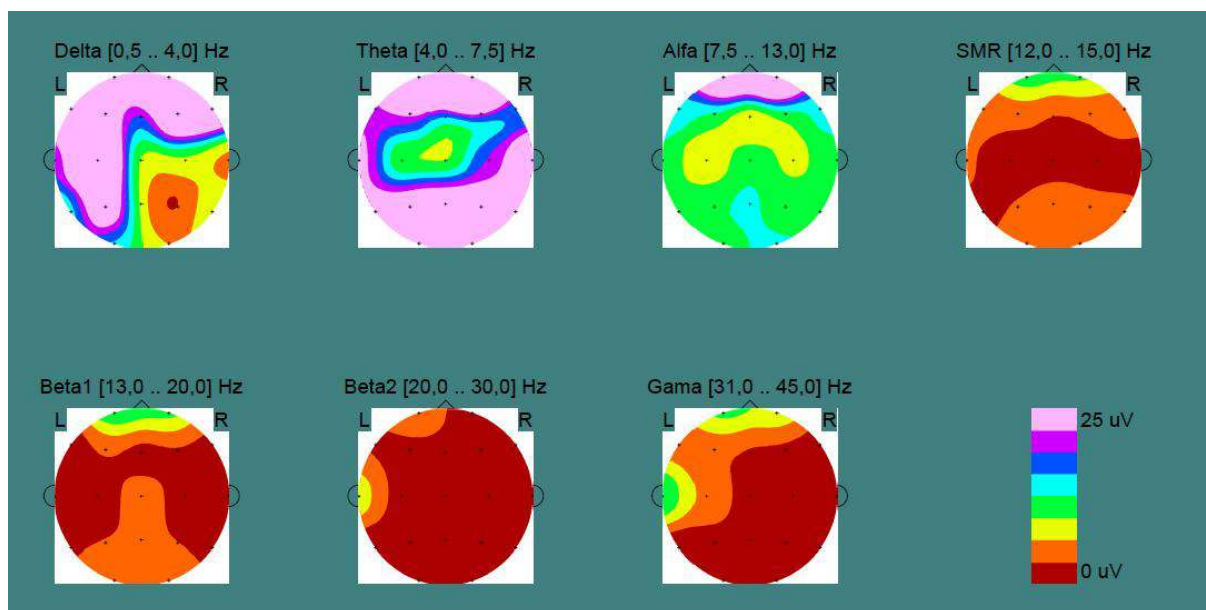
Příloha č.14 Amplitudová mapa v okamžiku zívnutí



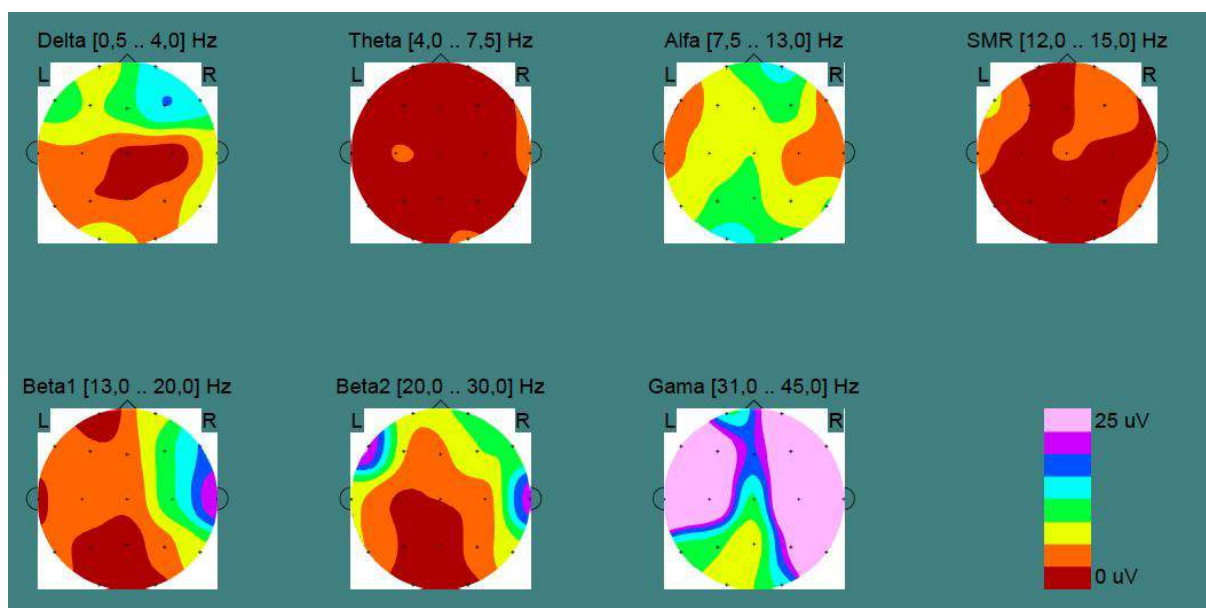
Amplitudová mapa v okamžiku zívnutí s vyšším rozsahem



Příloha č.15 Frekvenční mapa v bloku mrkání

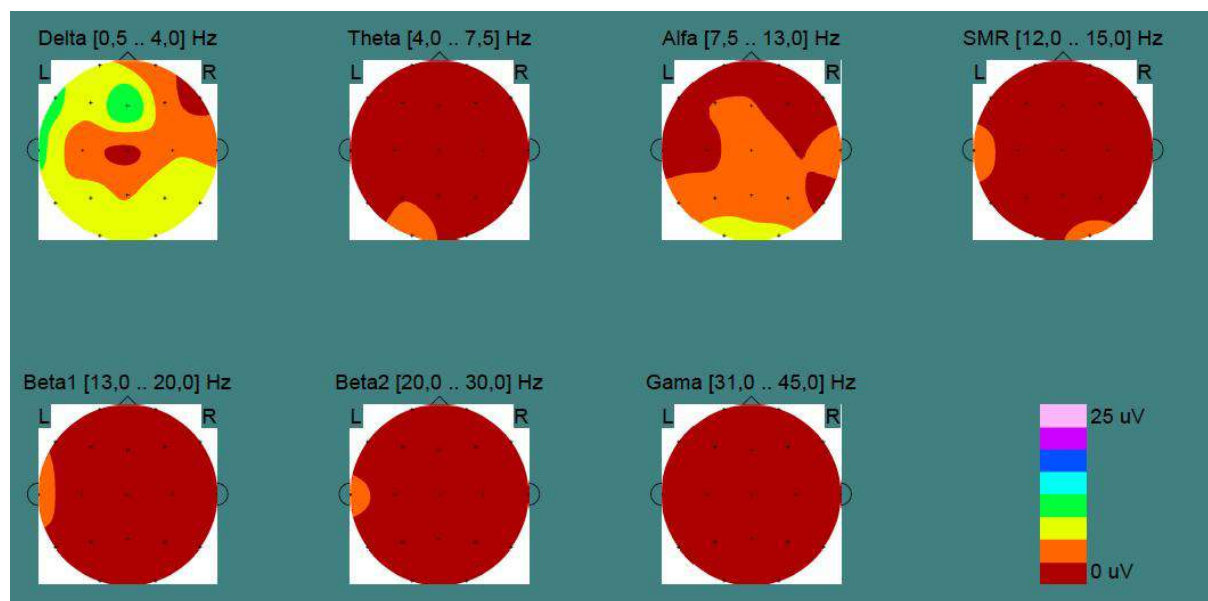


Příloha č.16 Frekvenční mapa v bloku zatnutí zubů

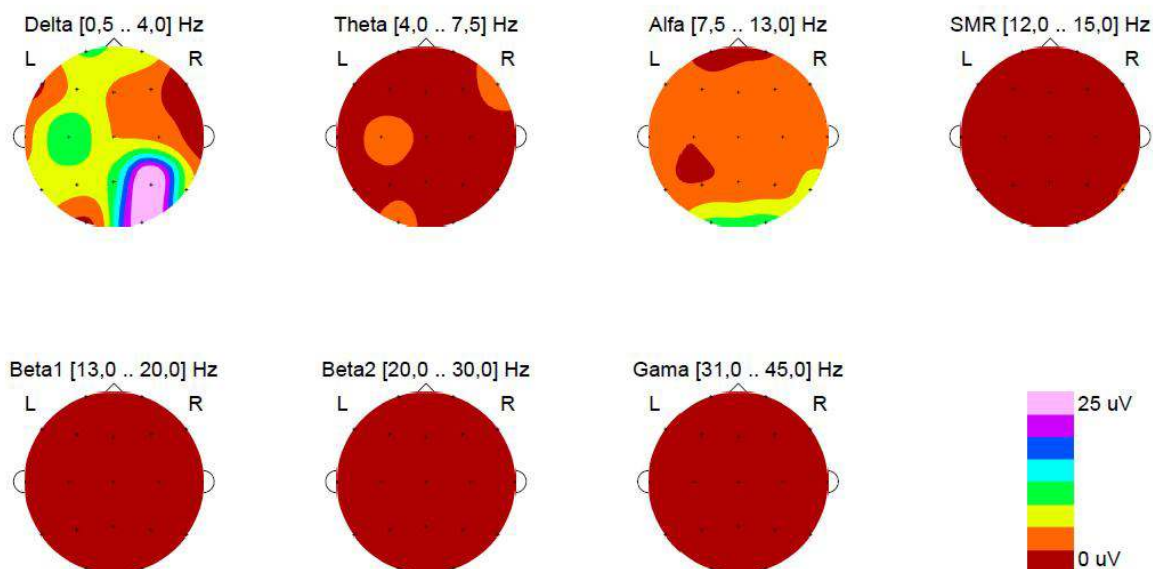


Příloha č.17 Frekvenční mapa v bloku sevření dlaně

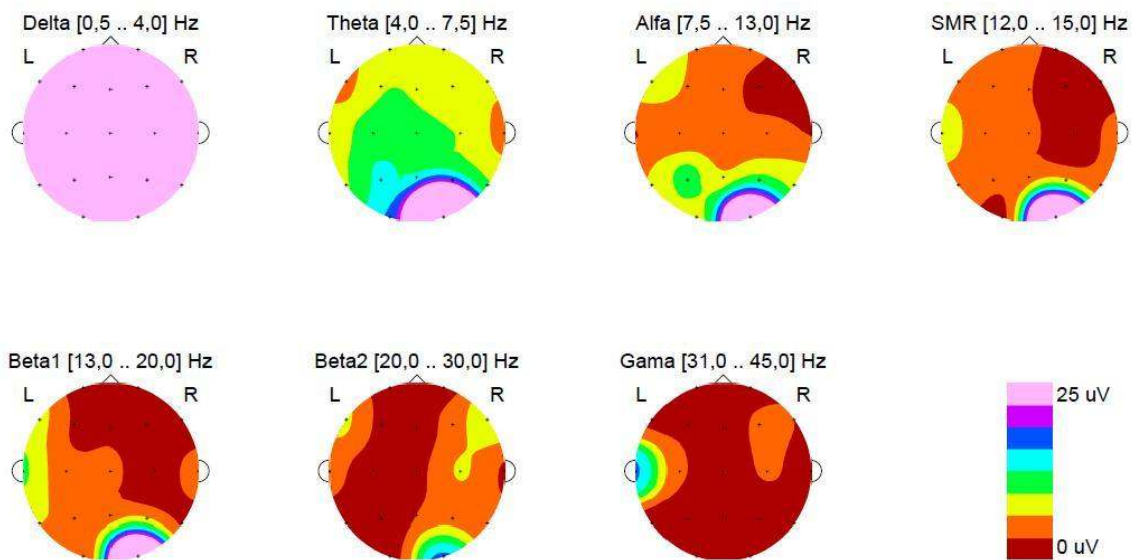
v pěst



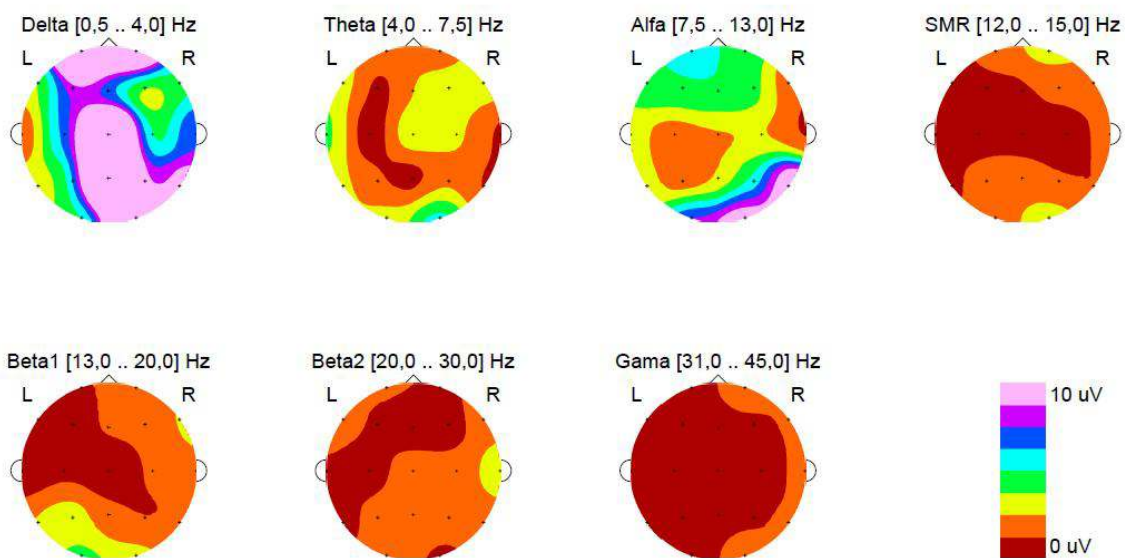
Příloha č.18 Frekvenční mapa v bloku propnutí špiček



Příloha č.19 Frekvenční mapa v bloku zívnutí



Příloha č.20 Frekvenční mapa klidového záznamu



Příloha č.21 Tabulka numerické spektrální analýzy mrkání s průměrnými hodnotami ve spektru 1 - 45 Hz [v μ V]

Total 1-45 Hz																Průměr	Min	Max
Fp1	105,9	105	76,2	46,2	37,5	37,6	72,7	39,7	34,6	80,1	27,5	37,9	25,3	20,4	49	53,04	20,40	105,90
Fp2	93,2	59	40,7	36,9	33,8	43,3	57,4	47,7	33,9	254	35,7	31,6	25,6	20,3	32,2	56,35	20,30	254,00
F7	14,6	15,6	7	15,2	13,8	5,9	23,8	15,7	12,2	32	29,4	31,3	10,2	20,6	17,7	17,67	5,90	32,00
F3	22,6	20	8,7	10,7	7,6	17,2	15,4	10	8,1	23,3	9	12,9	8,7	6,3	13	12,90	6,30	23,30
Fz	12,8	20,9	17,4	7	10,6	9,9	11	10,9	6,1	19,5	10,7	15,2	9,1	7,7	9,1	11,86	6,10	20,90
F4	20,1	29,7	12	8,3	12,2	8	6,4	8,7	7,5	29	7,6	10,2	9,4	4,5	9,6	12,21	4,50	29,70
F8	13,8	29,6	17,7	9	20,3	14,5	10,6	10,3	11,4	33,8	16,2	16,6	10,2	4,9	12,3	15,41	4,90	33,80
T3	27,2	31,4	16,5	25,6	19,3	12,8	12,2	13	9	26,2	6,6	10,5	10,8	6	9,5	15,77	6,00	31,40
C3	15,9	10,6	9,7	8,8	6,7	7,8	8,8	7,4	6,4	21,5	9,5	13,4	4,4	4	7,8	9,51	4,00	21,50
Cz	5,6	7,8	9,5	7,6	5,7	9,7	11,3	8,6	7,8	21,1	8,9	17,3	4,9	5,9	10,5	9,48	4,90	21,10
C4	13,8	13,5	8,7	8,4	5,1	7,4	12,3	8,8	7,1	18,7	7,2	21,9	8,2	5,7	9,7	10,43	5,10	21,90
T4	21,2	25,1	14,2	10,6	8,6	9,3	16,8	16,3	7,8	23,9	7,8	9,2	8	9,2	9,2	13,15	7,80	25,10
T5	29,3	25,5	18,1	11,7	15,3	14,2	16,5	12,4	11,5	24,1	8,8	12,3	8,8	8	12,4	15,26	8,00	29,30
P3	24,9	19,9	16,9	10,2	11,4	11,1	15,3	10,4	10,5	23,7	8,1	16,9	8	6,9	11,4	13,71	6,90	24,90
Pz	26,5	19,4	16,2	10,9	9,6	11,2	16,3	11,5	10,1	26,9	8,9	15,2	8,4	7,5	11,2	13,99	7,50	26,90
P4	24,7	18,7	16,1	11,2	10,2	11,4	17,7	11,7	10	23	8,3	16,5	8,4	8,8	11,6	13,89	8,30	24,70
T6	30	26,4	18,8	12,1	12,2	13,6	20,3	14,3	11,4	24,6	8,4	14,1	9,2	9,2	13,8	15,89	8,40	30,00
O1	29,6	25,2	20,9	14,8	14,9	14,6	19,4	13,2	14	26,1	12,6	17	10,2	9,2	14,5	17,08	9,20	29,60
O2	32,6	25,2	20,9	14,7	15,1	15,5	21,2	13,3	13,9	24,4	13,5	15	9,4	9,1	15,4	17,28	9,10	32,60
																18,15	4,00	254,00

Příloha č.22 Tabulka numerické spektrální analýzy zatnutí zubů s průměrnými hodnotami ve spektru 1 - 45 Hz [v μ V]

1-45 Hz																Průměr	Min	Max
Fp1	11,9	8,7	10,5	41	13,1	14,2	17,4	7,1	8,1	10,9	11	11	12,4	20,5	14,13	7,1	41	
Fp2	32,9	8,9	9,8	58,9	12,5	18,4	22,2	6,6	7,6	11,8	6,5	7,8	11,3	36,6	17,99	6,5	58,9	
F7	54,6	10,7	7,8	185	67,3	35,3	44,9	27,9	35,1	23,3	34,5	21,9	32,2	38,1	44,19	7,8	185	
F3	22,5	6,7	4,8	21,9	15,1	12,2	25,3	7,2	10,8	15,2	17,3	17	12	24,4	15,17	4,8	25,3	
Fz	11,8	9,2	6	18,8	8,1	11,6	12,4	4,9	6,2	11,4	5,8	8,4	7,9	20,7	10,23	4,9	20,7	
F4	27,2	8,1	3,5	24,4	14	14,9	45,9	7,2	8,6	10,7	10,1	21,8	16,8	22,2	16,81	3,5	45,9	
F8	49,2	9,2	4,4	142,4	47,2	31,9	45,2	16	21,5	25,1	22,2	51,8	35,5	26,8	37,74	4,4	142,4	
T3	56,1	5,6	7,9	36,5	46,3	52,2	27,8	14,9	13	28,6	8,9	21,1	25	57,9	28,70	5,6	57,9	
C3	22,6	4,6	3,5	26,6	21,9	21,2	22,1	9,4	7,1	20,4	10,2	19,7	11,3	43,1	17,41	3,5	43,1	
Cz	12,3	5,1	3	21,4	8,6	8,6	10,3	7,6	4,6	7,3	7,3	8,2	7,6	25,8	9,84	3	25,8	
C4	21,5	7,4	6,2	19,8	15,9	19,3	34,3	10,7	6,7	9,2	7,7	34,9	15,8	34,2	17,40	6,2	34,9	
T4	59,8	5,7	5,5	28,8	41	30,7	48,3	26,5	9,4	15,1	9,3	25,7	14,7	60,4	27,21	5,5	60,4	
T5	30	6,9	3,8	18,3	24,7	40,5	12,4	5,4	7,4	14,1	6,1	10,5	11,1	43,1	16,74	3,8	43,1	
P3	14,2	6,6	3,8	20,3	14,1	17,2	9,6	5,1	5	9,5	4,8	7,4	9,5	23,3	10,74	3,8	23,3	
Pz	7,9	6,7	4,3	15,5	8,5	8,3	7,5	4,2	5	6,2	4,4	10	11	33,7	9,51	4,2	33,7	
P4	14,8	9,6	4,2	17,6	10,7	11,9	15,5	7,6	6,8	8,6	5,3	10,7	10,4	24,5	11,30	4,2	24,5	
T6	20,2	13,6	4,9	16,1	16,3	16,6	21,8	9,7	7,6	16,5	6,1	10,6	12,9	47,4	15,74	4,9	47,4	
O1	10,4	17,1	4,7	19,4	11,9	11,7	13	5,2	7,8	12,9	9,8	13,6	21,7	30,9	13,58	4,7	30,9	
O2	9,2	14,2	4,7	21,6	13	11	14,6	9,2	8,8	14,2	10,6	12,8	19,8	28,3	13,71	4,7	28,3	
																18,32	3,00	185,00

Pro všechny svody 18,32 3,00 185,00

Příloha č.23 Tabulka numerické spektrální analýzy sevření v pěst s průměrnými hodnotami ve spektru 1 - 45 Hz [v μV]

1-45 Hz																		Průměr	Min	Max
Fp1	9,2	7,5	10	76,5	35,5	16,2	10	10,3	24	5	11,3	6,3	9,3	7,5	28,6		17,81	5	76,5	
Fp2	8,2	42,6	9,4	59,6	34,5	14,2	13,9	9,1	11,1	4,4	11,9	5,3	6,2	8,5	7,8		16,45	4,4	59,6	
F7	8	8,3	7,2	111	21,8	10,6	10,8	8,4	7,5	7,7	8	5,8	6,5	8,4	10		15,97	5,8	110,5	
F3	7,3	5,9	4,6	26,7	10,7	5,7	4,9	8,3	20,7	4,5	7,2	4,5	6,5	6,1	5,9		8,63	4,5	26,7	
Fz	9,6	7	5,4	34	13,2	4,4	8,9	9,4	6,1	5,9	8,7	5	6,3	5,5	6		9,03	4,4	34	
F4	6,5	5,1	4,1	14,4	7,5	5,9	5,3	7,8	25,3	3,9	7,1	4,6	6,4	7,3	6,8		7,87	3,9	25,3	
F8	5,6	6,8	4,5	62,3	40,8	11,9	7,1	6,8	6,9	5,4	8,2	15,4	6,2	7,5	19		14,29	4,5	62,3	
T3	5,4	5,9	8,4	22,7	7,5	6,5	7,6	7,1	12,6	8,4	24,7	5,2	5	5,3	6,8		9,27	5	24,7	
C3	4,7	4,8	3,8	34,1	15,7	4,3	4,5	9,7	7,1	3,2	7,7	4,3	5,3	4,9	10,5		8,31	3,2	34,1	
Cz	5,1	13,3	3,5	33,9	15	4,6	4,8	7,2	17,4	8,6	7,4	20,9	6,1	5,4	5		10,55	3,5	33,9	
C4	4,4	4,9	9,7	37,4	11,7	4,8	4,1	6,9	8,7	4	8,7	3	5	4,8	5,2		8,22	3	37,4	
T4	5,2	6,1	5,3	25,3	9,8	5,5	9,5	6,5	9,3	4,9	12,4	4,3	8	5,6	7,4		8,34	4,3	25,3	
T5	6,1	5,1	4	28,4	7,1	6,4	5,9	7,8	7,5	6	9,6	3,8	9,1	6,9	6,5		8,01	3,8	28,4	
P3	6,3	5,1	4,1	30,9	15	5,4	4,4	7,5	9	6,6	5,2	3,1	5,4	5,2	7,4		8,04	3,1	30,9	
Pz	7,7	4,9	4,7	30	11,1	4,2	5,4	5,5	12,3	3,9	9	2,8	5,8	5,4	5,2		7,86	2,8	30	
P4	10,3	5,3	3,9	31,7	8,8	4,3	4,9	8,9	9,4	5	8,7	4,4	9,7	5,8	10,8		8,79	3,9	31,7	
T6	15,3	6,2	4,4	31	11,2	5,5	8,3	17,7	5	6,6	15,5	5,9	11,2	11,5	6,9		10,81	4,4	31	
O1	17,5	6,8	5,3	32,5	13,1	15	7,9	12,5	16,7	13,4	20,4	4,7	14,5	20,6	16		14,46	4,7	32,5	
O2	17,4	7,5	6,5	29,6	22,5	14,9	8,4	19	32,2	10,9	20,3	10	16,4	19,6	15,2		16,69	6,5	32,2	

Příloha č.24 Tabulka numerické spektrální analýzy zívání s průměrnými hodnotami ve spektru 1 - 45 Hz [v μV]

1-45 Hz																		Průměr	Min	Max
Fp1	8,1	7,1	10,6	41,6	46,5	21,5	22,5	17,7	11,6	37,5	6	26,2	52,2	11,3	16,4	10,3	30,3	22,20	6	52,2
Fp2	33,5	5,4	9,8	28,9	33,5	60,3	26,5	22	9,5	46,5	4,8	28,7	45,2	10,8	11,5	10,2	13,4	23,56	4,8	60,3
F7	12,5	4,4	7,7	70,9	97,7	23,1	29,7	8,6	9,6	23,2	4	33	51,1	8,4	8,1	8,7	15,8	24,50	4	97,7
F3	6,5	5,4	4,2	10,2	25,8	10,1	14	7,2	6,6	39,3	3,9	26,4	25,8	7,2	7,4	6,9	10	12,76	3,9	39,3
Fz	7,9	8,2	8,5	18,1	22,1	13,5	13,6	7,9	5,9	16,8	22,8	24,5	24,7	7,1	9,9	5,4	9,6	13,32	5,4	24,7
F4	6,4	4,5	4,3	9,2	15,7	9,6	14,7	9,7	5	50,6	4,1	28,3	21,6	6,4	8,8	6,7	10,6	12,72	4,1	50,6
F8	10,9	4,9	5,7	43,8	77,2	26,2	18,7	15,4	6,6	21,8	4,7	30,3	10	5,9	10,7	9,6	36,5	19,94	4,7	77,2
T3	10,3	5,6	9,4	8,7	36,4	7	13,9	12,2	10,2	42,2	4,5	32	47	9,7	12,4	9,7	14,5	16,81	4,5	47
C3	6	3,7	3,9	22,1	24	13,3	11,5	7,9	7,9	25,3	3,7	33,7	17,4	7,2	6,9	6,4	11,4	12,49	3,7	33,7
Cz	11	4,4	6	20,6	18,9	12,2	11,5	6	5,8	19,9	8,9	20,8	31,9	5,1	8,8	6,1	6,8	12,04	4,4	31,9
C4	6	5	7,1	31,9	27,8	19,2	15,3	10	5,2	21,8	3,5	21	26,9	4,6	7,8	5,2	13,8	13,65	3,5	31,9
T4	9,5	5,2	5,7	18,7	33,9	9,7	19,3	15,8	14,6	23,4	3,6	33,2	29,9	5,8	21,0	8,2	9,8	15,72	3,6	33,9
T5	6,4	4,6	4,8	22,7	38,4	7,4	12,2	8,5	6,8	21,9	3,6	34,6	29,3	6,2	9,8	10,7	10	13,99	3,6	38,4
P3	5,5	3,8	6,7	21,2	18,2	12,8	11,8	5,3	4,3	19,9	2,6	61,7	23,2	6,9	7,8	7,5	21,8	14,18	2,6	61,7
Pz	5,2	4,8	5,7	12,4	16,3	13,9	11,9	7,2	6	26,9	2,9	36,5	29,3	6,1	8,5	12	18,2	13,16	2,9	36,5
P4	6,2	8,3	5,9	20,8	17,1	9,2	13,3	8	8,3	24,5	4,3	17,2	20,5	10,6	17,6	8,9	18,5	12,89	4,3	24,5
T6	8,2	8,9	5,2	23,8	34,2	12,4	20	13	12,1	19,7	4	23,4	17,3	15,2	13,7	13,3	10,3	14,98	4	34,2
O1	8,5	10,6	7,8	38,2	21,5	10,1	10,3	13,4	6,4	41,2	4,9	25,6	20	9,9	29,5	36,1	27,1	37,88	4,9	25,6
O2	7,7	3,5	13,6	34,1	26,8	16,5	15,9	2,6	8,2	23,4	11,2	16,0	21,8	14	74,3	37,6	44,1	54,36	7,7	234,1
	Pro všechny svody																	21,39	2,60	256,10

Příloha č.25 Tabulka numerické spektrální analýzy při hře s průměrnými hodnotami ve spektru 1 - 45 Hz [$\nu \mu V$]

I-45 Hz																Průměr	Min	Max
Fp1	13.0	11.4	40.9	25.8	7.8	11.3	19.1	12.5	15.1	31.8	16.0	14.1	9.0	9.6	10.2	16.96	7.8	40.9
Fp2	6.9	11.7	11.0	28.2	6.6	7.3	13.1	10.0	17.2	17.4	35.9	12.8	6.5	8.0	39.5	13.76	6.5	35.9
F7	6.0	8.6	23.0	16.6	6.9	6.7	11.8	9.5	14.2	12.2	12.7	26.2	8.0	17.9	21.5	12.88	6	26.2
F3	5.0	10.3	10.3	10.7	4.3	5.3	6.9	6.7	9.4	13.2	5.6	8.5	6.5	7.4	9.1	7.86	4.3	13.2
Fz	5.0	19.2	9.0	10.2	4.9	5.5	7.2	6.5	9.0	8.3	7.9	18.5	4.2	9.5	7.1	8.92	4.2	19.2
F4	4.2	6.8	11.4	9.8	5.6	4.8	5.3	4.9	20.4	18.6	5.9	7.1	5.1	4.6	10.8	8.18	4.2	20.4
F8	6.8	10.0	38.6	9.0	6.0	7.4	9.6	6.2	28.6	13.2	18.6	10.4	5.6	8.3	22.4	12.74	5.6	38.6
T3	12.3	13.3	13.2	46.6	20.9	11.2	15.4	9.2	8.5	25.9	7.2	9.9	23.1	11.1	20.6	16.27	7.2	46.6
C3	7.5	10.5	10.8	13.0	4.3	7.0	7.0	6.9	8.5	10.2	11.1	8.5	5.9	6.7	10.8	8.42	4.3	13
Cz	5.9	24.0	10.4	11.2	9.5	8.7	8.3	5.9	7.8	23.9	12.7	9.1	4.6	4.1	12.2	10.44	4.1	24
C4	7.7	8.7	8.9	12.2	4.8	5.7	6.8	4.7	7.2	10.1	11.0	8.3	4.6	4.5	10.1	7.51	4.5	12.2
T4	9.3	8.5	11.6	20.6	11.8	14.3	12.9	12.6	7.3	27.6	7.7	7.4	8.2	7.0	19.7	11.91	7	27.6
T5	17.0	13.0	11.6	14.9	11.8	7.6	12.4	7.0	7.2	8.7	8.5	6.7	11.2	7.5	10.5	10.36	6.7	17
P3	14.2	4.5	9.3	11.6	6.0	4.4	6.9	4.3	7.9	10.4	11.9	14.6	3.5	28.2	7.5	9.84	3.5	28.2
Pz	14.3	6.2	22.8	12.1	4.9	4.2	6.1	6.2	6.8	9.6	8.0	7.5	6.4	9.1	5.5	8.87	4.2	22.8
P4	13.7	9.6	11.6	12.1	4.2	7.7	8.7	7.2	6.6	8.6	7.0	7.2	13.8	6.9	7.1	8.92	4.2	13.8
T6	17.9	42.4	11.4	11.5	7.1	5.5	11.4	12.5	7.7	8.3	7.2	7.9	12.5	12.4	17.8	12.55	5.5	42.4
O1	16.0	24.7	9.9	11.7	8.3	4.9	11.8	6.5	8.7	8.9	7.4	7.8	12.3	8.6	6.4	10.54	4.9	24.7
O2	32.1	16.7	9.3	12.2	9.5	24.7	11.0	8.8	9.4	10.8	8.7	8.5	11.3	10.0	8.9	13.07	8.5	32.1
Pro všechny svody																11.22	3.50	46.60