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

ELEKTROENCEFALOGRAFIE A AUDIOVIZUÁLNÍ STIMULACE

THE ELECTROENCEFALOGRAPHY AND AUDIOVISUAL STIMULATION

DIPLOMOVÁ PRÁCE
MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE Bc. Jan Hrozek
AUTHOR

VEDOUCÍ PRÁCE Ing. Jana Bardoňová, Ph.D.
SUPERVISOR

BRNO, 2008

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor

Biomedicínské a ekologické inženýrství

Student:	Hrozek Jan Bc.	***ID:***	89988
Ročník:	2	***Akademický rok:***	2007/2008

NÁZEV TÉMATU:

Elektroencefalografie a audiovizuální stimulace

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Seznamte se s obecnými základy měření elektroencefalogramu (EEG) a s lékařským diagnostickým přístrojem firmy Alien. Zaměřte se na princip audiovizuální stimulace a přístroje umožňující tuto stimulaci. Proveďte měření EEG podle vlastního navrženého protokolu a vyhodnoťte je. Popište konkrétní změny v záznamu EEG při stimulaci a uveďte jejich význam. Práce musí obsahovat popis EEG, diagnostický význam, protokol měření, zpracovaná data v prostředí Matlab a vyhodnocení.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] Chmelař M: Lékařská přístrojová technika. Vysoké učení technické v Brně, Akademické nakladatelství CERM, Brno, 1995.

[2] Rozman J a kol: Elektronické přístroje v lékařství. Academia, Praha, 2006, ISBN 80-200-1308-3.

Termín zadání:	30.10.2007	***Termín odevzdání:***	30.5.2008

Vedoucí práce: Ing. Jana Bardoňová, Ph.D.

prof. Ing. Jiří Jan, CSc.

předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor diplomové práce nesmí při vytváření diplomové práce porušit autorská práve 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 § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

LICENČNÍ SMLOUVA
POSKYTOVANÁ K VÝKONU PRÁVA UŽÍT ŠKOLNÍ DÍLO

uzavřená mezi smluvními stranami:

1. Pan/paní

Jméno a příjmení: Jan Hrozek
Bytem: Světlá 62, pošta Velké Opatovice, 679 63
Narozen/a (datum a místo): 17. listopadu 1983 v Brně

(dále jen „autor“)

a

2. Vysoké učení technické v Brně

Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií
se sídlem Údolní 53, Brno, 602 00
jejímž jménem jedná na základě písemného pověření děkanem fakulty:
prof. Ing. Jiří Jan,CSc, předseda rady oboru Biomedicínské a ekologické inženýrství
(dále jen „nabyvatel“)

Čl. 1

Specifikace školního díla

1. Předmětem této smlouvy je vysokoškolská kvalifikační práce (VŠKP):

   ☐ disertační práce
   ☒ diplomová práce
   ☐ bakalářská práce
   ☐ jiná práce, jejíž druh je specifikován jako .....
   (dále jen VŠKP nebo dílo)

   Název VŠKP: Elektroencefalografie a audiovizuální stimulace
   Vedoucí/ školitel VŠKP: Ing. Jana Bardoňová, Ph.D.
   Ústav: Ústav biomedicínského inženýrství
   Datum obhajoby VŠKP: _____

   VŠKP odevzdal autor nabyvateli*:

   ☒ v tištěné formě – počet exemplářů: 2
   ☒ v elektronické formě – počet exemplářů: 2

2. Autor prohlašuje, že vytvořil samostatnou vlastní tvůrčí činností dílo shora popsané a specifikované. Autor dále prohlašuje, že při zpracovávání díla se sám nedostal do rozporu s autorským zákonem a předpisy souvisejícími a že je dílo dílem původním.

3. Dílo je chráněno jako dílo dle autorského zákona v platném znění.

4. Autor potvrzuje, že listinná a elektronická verze díla je identická.

* hodící se zaškrtněte

Článek 2

Udělení licenčního oprávnění

1. Autor touto smlouvou poskytuje nabyvateli oprávnění (licenci) k výkonu práva uvedené dílo nevýdělečně užít, archivovat a zpřístupnit ke studijním, výukovým a výzkumným účelům včetně pořizovaní výpisů, opisů a rozmnoženin.

2. Licence je poskytována celosvětově, pro celou dobu trvání autorských a majetkových práv k dílu.

3. Autor souhlasí se zveřejněním díla v databázi přístupné v mezinárodní síti

   ☒ ihned po uzavření této smlouvy
   ☐ 1 rok po uzavření této smlouvy
   ☐ 3 roky po uzavření této smlouvy
   ☐ 5 let po uzavření této smlouvy
   ☐ 10 let po uzavření této smlouvy (z důvodu utajení v něm obsažených informací)

4. Nevýdělečné zveřejňování díla nabyvatelem v souladu s ustanovením § 47b zákona č. 111/ 1998 Sb., v platném znění, nevyžaduje licenci a nabyvatel je k němu povinen a oprávněn ze zákona.

Článek 3

Závěrečná ustanovení

1. Smlouva je sepsána ve třech vyhotoveních s platností originálu, přičemž po jednom vyhotovení obdrží autor a nabyvatel, další vyhotovení je vloženo do VŠKP.

2. Vztahy mezi smluvními stranami vzniklé a neupravené touto smlouvou se řídí autorským zákonem, občanským zákoníkem, vysokoškolským zákonem, zákonem o archivnictví, v platném znění a popř. dalšími právními předpisy.

3. Licenční smlouva byla uzavřena na základě svobodné a pravé vůle smluvních stran, s plným porozuměním jejímu textu i důsledkům, nikoliv v tísni a za nápadně nevýhodných podmínek.

4. Licenční smlouva nabývá platnosti a účinnosti dnem jejího podpisu oběma smluvními stranami.

V Brně dne: 30. května 2008

…….	…….
Nabyvatel	Autor

ABSTRAKT

Tato diplomová práce se zabývá problematikou snímání elektrické aktivity mozku, takzvanou elektroencefalografii (dále jen EEG), metodami audiovizuální stimulace (dále jen AVS) a zpracováním naměřených dat. Teoretická část diplomové práce se zabývá teorií vzniku EEG signálu, historií i současnými metodami pořizování a zpracování EEG záznamu, teorií AVS a teorií biologické zpětné vazby (biofeedback).

Pro měření EEG signálů bez aplikace AVS metod, a s aplikací AVS metod, je použit EEG diagnostický přístroj firmy Alien, jehož vlastnosti jsou v práci popsány. Pro zpracování a analýzu signálu je navržena programová aplikace EEG_xhroze00, která realizuje frekvenční spektrální analýzu pomocí algoritmu rychlé Fourierovy transformace FFT, a programová aplikace brain_mapping pro mapování mozkové aktivity (brain mapping) pomocí navrženého algoritmu.

Klíčová slova: Elektroencefalografie (EEG); Audiovizuální stimulace; Biologická zpětná vazba (biofeedback); Rychlá Fourierova Transformace (FFT); Psychowalkman; Brain mapping

ABSTRACT

This thesis deals with questions of scanning electric activity of brain, so-called electroencephalograph (undermentioned EEG), methods of audiovisual stimulation (undermentioned AVS) and a data-measurement processing. Theoretical part of the thesis is engaged in a theory of EEG signal creation, history and even in current methods of purchasing and processing of the EEG signal, theory of AVS and a theory of biofeedback.

For measuring EEG signal with or without an application of AVS methods has been used EEG diagnostic device by Alien company. Its attributes are described in the thesis as well. For elaboration and analysis has been created a programme aplication *EEG_xhroze00.fig* which realizes frequency spectrum analysis using Fast Fourier Transform algorithm (FFT) and another programme aplication *brain_mapping.fig* for mapping activity of brain using designed algorithm.

Key words: Elektroencefalography (EEG); Audiovisual stimulation (AVS); Biological feedback (biofeedback); Fast Fourier Transform (FFT); Psychowalkman; Brain mapping

Bibliografická citace:

HROZEK, J. *Elektroencefalografie a audiovizuální stimulace.* Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2008. 61 str. Vedoucí diplomové práce Ing. Jana Bardoňová, Ph.D.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma Elektroencafolografie a audiovizuální stimulace jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové 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 autor uvedené diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této diplomové práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl 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 30. května 2008 .....

podpis autora

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucí diplomové práce Ing. Janě Bardoňové, Ph.D. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé diplomové práce. A děkuji také své rodině za potřebnou podporu během mého vysokoškolského studia.

V Brně dne 30. května 2008 .....

podpis autora

Seznam symbolů a zkratek

Zkratka	Název
EEG	ElektroEncefaloGrafie
AVS	AudioVizuální Stimulace
PSP	PostSynaptický Potenciál
EPSP	Excitační PostSynaptický Potenciál
IPSP	zpomalující postynaptický potenciál
USA	Spojené státy Americké
NASA	Americký národní úřad pro letectví a kosmonautiku
REM	Rapid Eye Movement - pychlý pohyb očí
NREM	Non Rapid Eye Movement - pomalý pohyb očí
systém „10 – 20“	rozložení elektrod po 10% a 20% vzdálenosti
systém „10 – 10“	rozložení elektrod po 10% vzdálenosti
AgCl	chlorid stříbrný
Cl^-	iont chlóru
EOG	ElektroOkuloGram
EMG	ElektroMyoGram
EKG	ElektroKardioGram
AVG	ArterioVelocitoGram
f_{vz}	vzorkovací frekvence
f_{MAX}	maximální vzorkovaná frekvence
f_d	dolní frekvence
τ	časová konstanta
FFT	rychlá Fourierova transformace
$k\Omega$	úhlová frekvence
nT	časový okamžik
e^{-j}	goniometrická funkce
WT	vlnková transformace
CWT	spojitá vlnková transformace
DWT	diskrétní vlnková transformace
τ	časové posunutí
s	měřítko vlnky
Ψ	Mateřská vlnka
$\Psi()$	konkrétní vlnka
$X(t)$	analyzovaný signál
$WT(\tau,s)$	vypočítané koeficienty
$*$	konvoluce
FIR	filtr s konečnou impulsní odezvou
IIR	filtr s nekonečnou impulsní odezvou
n	diskrétní vzorek
s	modul (doba trvání)
l	časový posun
Θ	frekvenční posun (normální úhlová frekvence)

Obsah:

1 Úvod **14**

2 Elektroencefalografie **15**

2.1 Neurofyzikální základ EEG *15*

2.2 Historie *17*

2.3 Význam EEG *18*

2.4 Průběh EEG vyšetření *19*

2.5 Klinicky významná frekvenční pásma *20*

2.5.1 Hladina DELTA 20

2.5.2 Hladina THETA 20

2.5.3 Hladina ALFA 20

2.5.4 Hladina BETA 20

2.6 Novorozenecké EEG a spánkové fáze *21*

2.6.1 Zastoupení spánku 21

2.6.2 Spánkové fáze 22

2.6.3 Měření EEG 22

3 Technické aspekty elektroencefalografie **23**

3.1 Snímání EEG signálu *23*

3.2 Konstrukční řešení elektroencefalografů *24*

3.2.1 Analogová technika 24

3.2.2 Zápis analogového záznamu 25

3.2.3 Číslicová technika 25

3.2.4 A/D převodník 26

3.2.5 Analogová a digitální filtrace signálu EEG 27

3.3 EEG systém firmy Alien *28*

3.3.1 Technické parametry 28

3.3.2 Snímací jednotka 32 kanálů 29

3.3.3 Snímací jednotka 128 kanálů 30

3.3.4 Fotostimulační lampa 31

3.3.5 Software pro natáčení EEG 31

3.3.6 Software pro zpracování EEG 32

3.4 EEG Artefakty a jejich rozdělení *34*

3.5 Topografické mapování aktivity EEG *34*

4 Elektroencefalografický Biofeedback ... 36
4.1 Princip ... 36
4.2 Použití ... 36
4.3 EEG biofeedback a hry ... 37
5 Audiovizuální stimulace ... 38
5.1 Stručná historie AVS ... 38
5.2 Psychowalkman ... 39
5.3 Audio stimulace ... 39
5.4 Vizuální stimulace ... 40
5.5 Ukázky stimulačních programů ... 40
6 Metody zpracování elektroencefalogramu ... 41
6.1 FIR filtr ... 42
6.2 IIR filtr ... 42
6.3 Fourierova transformace ... 44
6.3.1 Rychlá Fourierova transformace ... 44
6.4 Vlnková transformace ... 46
6.4.1 Spojitá vlnková transformace ... 46
6.4.2 Diskrétní vlnková transformace ... 46
6.5 Metoda Matching Pursuit ... 47
7 Programové aplikace ... 48
7.1 Programová aplikace EEG_xhroze00 ... 48
7.1.1 Vstupní EEG signál ... 49
7.1.2 Filtrace EEG signálu ... 50
7.1.3 Spektrální analýza EEG signálu ... 51
7.2 Programová aplikace brain_mapping ... 52
8 Protokol měření ... 55
8.1 Příprava měření ... 55
8.2 Měření ... 56
8.3 Analýza naměřených dat ... 56
8.3.1 Frekvenční spektrální analýza ... 56
8.3.2 Mapování mozkové aktivity ... 57
8.4 Vyhodnocení ... 59
9 Závěr ... 60

Seznam obrázků:

Obr. 2.1: Neuron, synapse a postsynaptický potenciál [1] 15
Obr. 2.2: Galvanometr [2]..... 17
Obr. 2.3: Centra mozku [7]..... 19
Obr. 2.4: Charakteristické EEG. [1]..... 21
Obr. 2.5: Zastoupení spánku [4]..... 22
Obr. 3.1: Rozmístění elektrod [11] 23
Obr. 3.2: Blokové schéma analogového elektroencefalografu [13] 24
Obr. 3.3: Vysokofrekvenční filtr v elektroencefalografu [13]..... 25
Obr. 3.4: Nízkofrekvenční filtr v elektroencefalografu [13]..... 25
Obr. 3.5: Blokové schéma číslicového elektroencefalografu [13]..... 26
Obr. 3.6: Analogově digitální převod spojitého signálu [13] 27
Obr. 3.7: EEG stanice [12] 28
Obr. 3.8: 32 kanálová snímací jednotka [12]..... 29
Obr. 3.9: 128 kanálová snímací jednotka [12]..... 30
Obr. 3.10: Fotostimulační lampa [12] 31
Obr. 3.11: Software pro natáčení EEG [12]..... 32
Obr. 3.12: Software pro zpracování EEG 1 [12]..... 33
Obr. 3.13: Software pro zpracování EEG 2 [12]..... 33
Obr. 3.14: Artefakty biologické povahy [3]..... 34
Obr. 3.15: Artefakty technické povahy [3] 34
Obr. 3.16: Princip mapování amplitudy [13] 35
Obr. 4.1: Principielní schéma EEG biofeedbacku [5] 36
Obr. 4.2: EEG biofeedback a hra 37
Obr. 5.1: Dobití energie [7]..... 40
Obr. 5.2: Vnitřní koncentrace a superlearning [7]..... 40
Obr. 5.3: Rychlá relaxace [7]..... 40
Obr. 5.4: Rozptýleni, duševní občerstvení [7] 40
Obr. 6.1: Blokové schéma transverzálního filtru FIR [14]..... 42
Obr. 6.2: Blokové schéma filtru IIR [14]..... 43
Obr. 6.3: Porovnání filtrů FIR a IIR [14]..... 43
Obr. 7.1: Levá polovina programové aplikace EEG_xhroze00..... 48
Obr. 7.2: Dialog pro načtení prvního EEG signálu bez AVS 49
Obr. 7.3: Dialog pro načtení druhého EEG signálu s AVS 49

Obr. 7.4: Výběr 1 z 22 kanálů 50
Obr. 7.5: Informace o načtených signálech 50
Obr. 7.6: Parametry filtru 50
Obr. 7.7: Frekvenční charakteristiky filtru 51
Obr. 7.8: Dialog pro ukončení aplikace 51
Obr. 7.9: Uživatelská aplikace brain_mapping 52
Obr. 7.10: Obrazová matice mapování mozkové aktivity 53
Obr. 7.11: Dialog pro uložení obrazu mozkové aktivity 53
Obr. 7.12: Uložený obraz mozkové aktivity 54
Obr. 8.1: Vizualizace kontaktu elektrod [12] 55
Obr. 8.2: Výsledek spektrální analýzy 1 56
Obr. 8.3: Výsledek spektrální analýzy 2 57
Obr. 8.4: Výsledek mapování mozkové aktivity 1 58
Obr. 8.5: Výsledek mapování mozkové aktivity 2 58

1 ÚVOD

Tato diplomová práce se zabývá problematikou snímání elektrické aktivity mozku, pořizováním elektroencefalografického záznamu (EEG), analýzou naměřených dat a principy audiovizuální stimulace (AVS).

Mozek je řídícím centrem celého organismu. Základním stavebním prvkem mozku jsou neurony, kterých je v mozku několik miliard. Každý neuron je spojen pomocí synapsí s množstvím okolních neuronů a tvoří tak neuronovou síť. Informace mezi jednotlivými neurony se šíří ve formě elektrických potenciálů, které lze registrovat. Elektrickou aktivitu mozku lze měřit na skalpu (povrchu hlavy) tzv. elektroencefalografií a méně často přímo na povrchu mozkové kůry pomocí vpichových elektrod tzv. elektrokortikografií. Pořízené záznamy EEG vypovídají o zdravotním stavu pacienta, proto je toto měření dnes hojně využíváno v diagnostické medicíně. Měření EEG je velmi perspektivní a rozvíjející se problematikou. EEG se využívá v současné době i v terapii, k léčbě či trénování mozku pomocí tzv. EEG biofeedbacku či metod AVS.

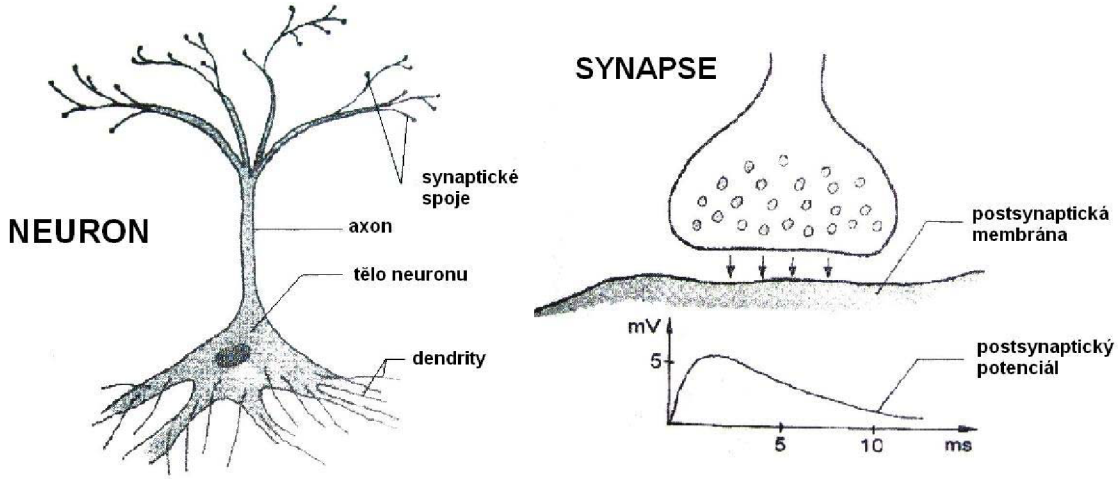
Teorie EEG biofeedbacku je popsaná v kapitole 4. Teorie audiovizuální stimulace je popsaná v kapitole 5. Analýza EEG dat je popsaná v kapitole 6.

Cílem této práce je seznámení se s teorií elektroencefalografie, audiovizuální stimulace a s EEG diagnostickým systémem firmy ALIEN technik, s. r. o. V praktické části je úkolem navrhnout protokol měření pro pořízení EEG záznamu bez AVS, s AVS a naměřená data analyzovat. Pro analýzu naměřených dat je vytvořena programová aplikace EEG_xhroze00. Tato aplikace realizuje předzpracování signálu a frekvenční spektrální analýzu pomocí algoritmu rychlé Fourierovy transformace (FFT). Další programová aplikace brain_mapping realizuje mapování mozkové aktivity pomocí vlastního algoritmu.

2 ELEKTROENCEFALOGRAFIE

2.1 Neurofyzikální základ EEG

V mozku existují dvě hlavní třídy buněk: nervové buňky, nazvané neurony a gliové buňky, viz Obr. 2.1. V obou je klidový potenciál přibližně -80 mV, se záporným vnitřkem buněk. Rozdíl potenciálů na buněčné membráně vzniká z důvodu rozdílu koncentrace kladných iontů K+, Na+ , záporných iontů Cl- a dalších organických záporných iontů. Ca++ ionty jsou méně hojné, ale mají důležitou regulační úlohu. Rozdíl potenciálů udržuje aktivní transport kladných iontů K+ do vnitřku buňky a Na+ vně, použitá energie je dodávána z metabolických procesů.



Obr. 2.1: Neuron, synapse a postsynaptický potenciál [1]

Elektrická aktivita neuronu je prokazatelná při generaci akčních potenciálů a postsynaptických potenciálu (PSP). Akční potenciály vznikají, když elektrická excitace z membrány překročí prahovou úroveň. Postsynaptické potenciály jsou podprahové jevy. Generace akčních potenciálů je spojená s rychlým zvýšením propustnosti pro Na+ ionty. Jejich příliv do buňky způsobuje rychlé zvýšení potenciálů uvnitř buňky a změnu polarity uvnitř neuronu ze záporné na pozitivní (o +30 mV). Dále následuje zvýšení propustnosti membrány pro K+ ionty (proudící z buňky), a snížení propustnosti pro Na+ ionty způsobující uvnitř buňky opět záporný potenciál vůči okolnímu prostředí. Tímto způsobem vzniká akční potenciál charakteristického bodcovitého tvaru (trvání asi 1 ms), podléhající pravidlu "všechno nebo nic", tzn.: pro nad-prahové stimuly je vygenerovaný puls konstantní amplitudy a pro pod-prahové stimuly neuron nic negeneruje.

PSP jsou spojeny s úkazy dějícími se na postsynaptické membráně. Když akční potenciály dospějí k místu spojení dvou neuronů, tak se vyloučí chemická látka nazvaná zprostředkovatel nebo přenašeč, která způsobí změnu v propustnosti postsynaptické membrány dalšího neuronu. Následkem toho prostoupí iont skrze membránu a je tak vytvořen rozdíl mezi potenciály na

membráně. Když je záporný náboj uvnitř neuronu snížený (např. přílivem Na+ iontů), tak je možnost generace akčních potenciálů vyšší a je vygenerovaný excitační postsynaptický potenciál (EPSP). Zpomalující postsynaptický potenciál (IPSP) je vytvořený, když je negativita uvnitř neuronu zvýšena a neuron se stává hyperpolarizovaný. Na rozdíl od akčního potenciálu jsou PSP potenciály odstupňované, jejich amplitudy jsou přiměřené množství vylučovaného zprostředkovatele, které závisí na dráždění vstupního neuronu. Postsynaptické potenciály mají typickou amplitudu 5 až 10 mV a dobu trvání 10 až 50 ms. Za účelem získání nad-prahové excitace, musí být v těle neuronu amplitudy z mnoha postsynaptických potenciálů znásobeny. Neurony mohou být velmi hojně rozvětveny, jedná se přibližně o 10 tis. synaptických spojení s ostatními neurony (v lidském mozku je asi 10^{11} neuronů).

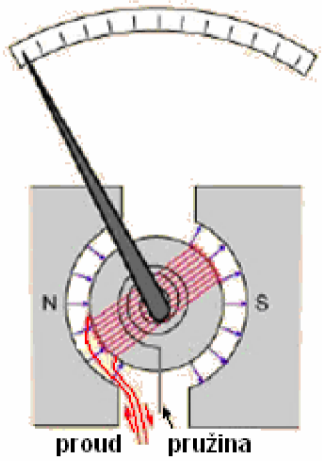
Elektrická aktivita neuronů generuje proudy skrz buněčnou membránu v intra a extracelulárním prostoru, vzniká tak elektrické pole (dipól). Makroskopické pozorování tohoto elektrického pole vyžaduje synchronizaci elektrické aktivity velkého množství dipólů orientovaných souběžně. Pyramidové buňky z kůry mozkové jsou skutečně spojeny do velkého množství paralel a navíc jsou synchronizovány z důvodu společného spojení v talamu a mozkové kůře. Podmínka synchronizace je splněna pro PSP, které mají relativně dlouhou dobu trvání. Příspěvky akčních potenciálů vůči elektrickému poli měřenému extrakraniálně jsou zanedbatelné. EEG pochází ze součtu generovaných synchronních postsynaptických potenciálů. Příspěvky synchronních neuronů vůči elektrickému poli neuronů jsou přibližně úměrné jejich počtu a pro asynchronní neurony jsou přibližně úměrné druhé odmocnině jejich počtu. Například: Pokud elektroda zaznamená příspěvky z 10^8 neuronů (typické pro skalpové elektrody) a 1 % z nich bude synchronních, tak jejich příspěvek bude 100 krát větší než příspěvek neuronů asynchronních, protože:

$$\frac{10^6}{\sqrt{10^8}} = 100 \tag{2.1}$$

Problému původu rytmické aktivity EEG se přiblížila elektrofyziologie studující mozkové nervové buňky a modelování elektrické aktivity neurální populace. Otázka je, zda jsou rytmy způsobené jednotlivými buňkami (pacemaker) nebo kmitáním neuronových sítí. Ukázalo se, že některé neurony (v talamu) vykazují oscilační chování, dokonce za nepřítomnosti synaptických vstupů. Existuje následující důkaz: Skutečné oscilační vlastnosti neuronu přispějí k tvarování rytmického chování sítí, ke kterým přísluší. Nicméně, tyto vlastnosti nesmí dominantně ovlivňovat rytmické chování sítí. Toto je obecně uznávaný fakt. Kooperační vlastnosti sítí, sestávajících se z excitačních a inhibičních neuronů spojených zpětnovazebními smyčkami, hrají rozhodující roli v ustanovení EEG rytmu. Kmitočet závisí na vnitřních vlastnostech membrány, na membránovém potenciálu jednotlivých neuronů a na vzájemném ovlivňování se. [1]

2.2 Historie

Základním prvkem celého měření je měřicí přístroj. Zajímavou postavou ve vývoji měřicího přístroje byl Hans Christian Ørsted. Byl to dánský fyzik a chemik (byť se původně věnoval spíše medicíně a farmacii), který objevil magnetické účinky elektrického proudu. Stalo se tak asi roku 1819 (podle jiných 1820), kdy si při přípravě materiálů na přednášku všiml, že střelka kompasu na jeho stole se vychyluje, pokud nějakým vodičem v jeho blízkosti prochází elektrický proud. Usoudil, že okolo „živého“ vodiče vzniká magnetické pole, které má přímou souvislost s polem elektrickým (pole elektromagnetické). Pro svá pozorování neměl ale vhodné vysvětlení, to našel až o několik měsíců později. Na jeho počest byla jednotka magnetické indukce nazvána Ørsted. Ørsted sestrojil praktický galvanometr – zařízení, které detekuje průchod (velmi malého) proudu cívkou umístěnou mezi dvěma póly magnetu na základě výchylky měřící ručičky. Galvanometr je tedy vlastně elektromechanický převodník. Roku 1825 si pak Leopold Nobili zkonstruoval vlastní (astatický) galvanometr, schopný vykompenzovat vliv magnetického pole Země. Roku 1827 prokázal pomocí tohoto zařízení toky elektrických proudů ze svalů do míchy žáby či z jednoho žabího těla spojeného s druhým, ne dráty, ale bavlnou namočenou ve fyziologickém roztoku (podpora „živočišné elektřiny).



Obr. 2.2: Galvanometr [2]

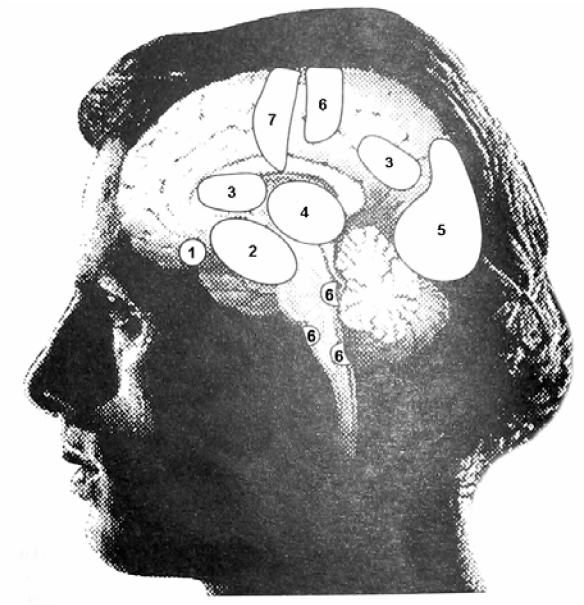
Dalším významným lékařem byl německý neurolog Hans Berger. Kromě klasické neurologie se zabýval také cirkulací v mozku, nitrolební teplotou či psychofyziologií. Jeho největší příspěvek moderní medicíně je ale spojen se systematickým studiem elektrické aktivity lidského mozku. Roku 1924 (1929) provedl pomocí strunného galvanometru první elektroencefalografický záznam na člověku. Jako první také popsal různé rytmy (vlny) EEG nebo změny EEG při různých nemocech mozku (epilepsie). Berger původně vsouval stříbrné drátky – elektrody pod skalp pacientů, a to jeden zepředu a jeden zezadu. Později vynalezl plošné elektrody, které přivazoval k hlavě objektu pružnou bandáží. Výsledný záznam o délce trvání až 3 sekundy byl fotografován asistentem. Po Hansi Bergerovi byly pojmenovány alfa vlny EEG. [2]

Historie EEG Biofeedbacku je poměrně krátká, s počátkem v 60. letech minulého století. Autorem této metody je americký neurofyziolog prof. Barry Sterman, 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. K objevu došlo shodou několika šťastných okolností. 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 vědcova 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, eventuelně 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 Biofeedbacku 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. Fungovalo to! Tímto způsobem se přidávaly další poruchy řídících funkcí centrálního nervového systému korigovatelné biologickou zpětnou vazbou, až do podoby dnešního rozsahu. Během několika málo let došlo k výrazné expanzi biofeedbacku do celého světa. Vzniká velké množství center nejen na území USA, 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. [3]

2.3 Význam EEG

EEG je vyšetření registrující aktuální elektrickou aktivitu mozku pomocí povrchových elektrod umístěných na povrchu lebky. V případě vpichových elektrod přivedených na povrch mozkové kůry se jedná o elektrokortikografii. Výsledný záznam je označován jako elektroencefalogram nebo v případě druhém elektrokortikogram. První popis metody pochází z roku 1929. Publikoval ho již zmíněný německý neurolog a psychiatr Hans Berger. Na pořízených záznamových křivkách popsal základní vlny. Postupně došlo k rozšíření metody. Dnes patří EEG k nejdůležitějším diagnostickým metodám v neurologii. Slouží k odhalení změn v elektrické aktivitě mozku při podezření na jeho poškození. Indikuje se obvykle při záchvatových onemocněních, ztrátě vědomí, po mozkové příhodě, při zánětech, úrazech nebo otřesech mozku. Používá se i při sledování procesů probíhajících ve spánku a podle elektrické aktivity mozku se rozlišují jednotlivá spánková stadia a případné poruchy

spánku. Dále lze pozorovat epilepsii (záchvatovité onemocnění mozku projevující se záchvaty křečí a dalšími poruchami), pro niž se využívá diagnostika na základě abnormálních vzorců v EEG (tzv. epileptiformní vzorce, zejména tzv. hroty nebo komplexy „hrot – vlna“ v určité oblasti nebo v celém mozku). Pomocnou roli má EEG při určení hloubky poruchy vědomí (komatu a pod.), účinku farmak, diagnostice bolestí hlavy (zejména migrény), poranění mozku a stanovení mozkové smrti. [2]



1. Suprachiasmický nukleus (nervový proces cirkadiánních biorytmů)
2. thalamus a hypothalamus, jedno z hlavních center kontroly neurohormonální činnosti
3. centra řeči (v levé hemisféře)
4. příjmové centrum akustických signálů
5. příjmové centrum vizuálních signálů
6. centrum interních senzorických signálů včetně signálů bolesti
7. centrum řízení pohybu (svalová činnost)

Obr. 2.3: Centra mozku [7]

2.4 Průběh EEG vyšetření

Po příchodu do vyšetřovací místnosti personál uloží pacienta na lůžko nebo usadí do křesla. Na hlavu se připevní snímací elektrody. Připevnění není ani v nejmenším bolestivé, jelikož se jedná o měření na skalpu. Obvykle jsou elektrody součástí čepice s vyvedenými vodiči. Každá z elektrod musí být dobře vodivě spojena s měřenou částí povrchu hlavy. Toto spojení je zajištěno díky elektrovodivému gelu. Gel je aplikován otvory v elektrodách pomocí tupé jehly až po nasazení čepice. Po ověření správného kontaktu všech elektrod může pacient jen v klidu relaxovat. Přístroj registruje jeho mozkovou aktivitu. Personál může pacienta vyzvat k občasnému otevření či zavření očí, prohloubení dýchání nebo k jiným úkonům. Jiné nároky na spolupráci vyšetření nemá. Celé vyšetření trvá jednu, až dvě hodiny. Ve zvláštních případech se pořizuje i dlouhodobější EEG záznam. Ten se obvykle provádí za hospitalizace.[2]

2.5 Klinicky významná frekvenční pásma

V EEG signálu se objevují různé frekvence, takzvané hladiny. Lze pozorovat především následující hladiny (vlny).

2.5.1 Hladina DELTA

Nejpomalejší aktivita mozkových vln, kterou zažíváme výhradně ve spánku beze snů. Aktivita mozkových vln se pohybuje v rozpětí 0,5 Hz až 3Hz s amplitudou 80 μV až 210 μV. U dospělých je v bdělém stavu tato hladina považována za patologickou. U novorozenců je v normě. [7]

2.5.2 Hladina THETA

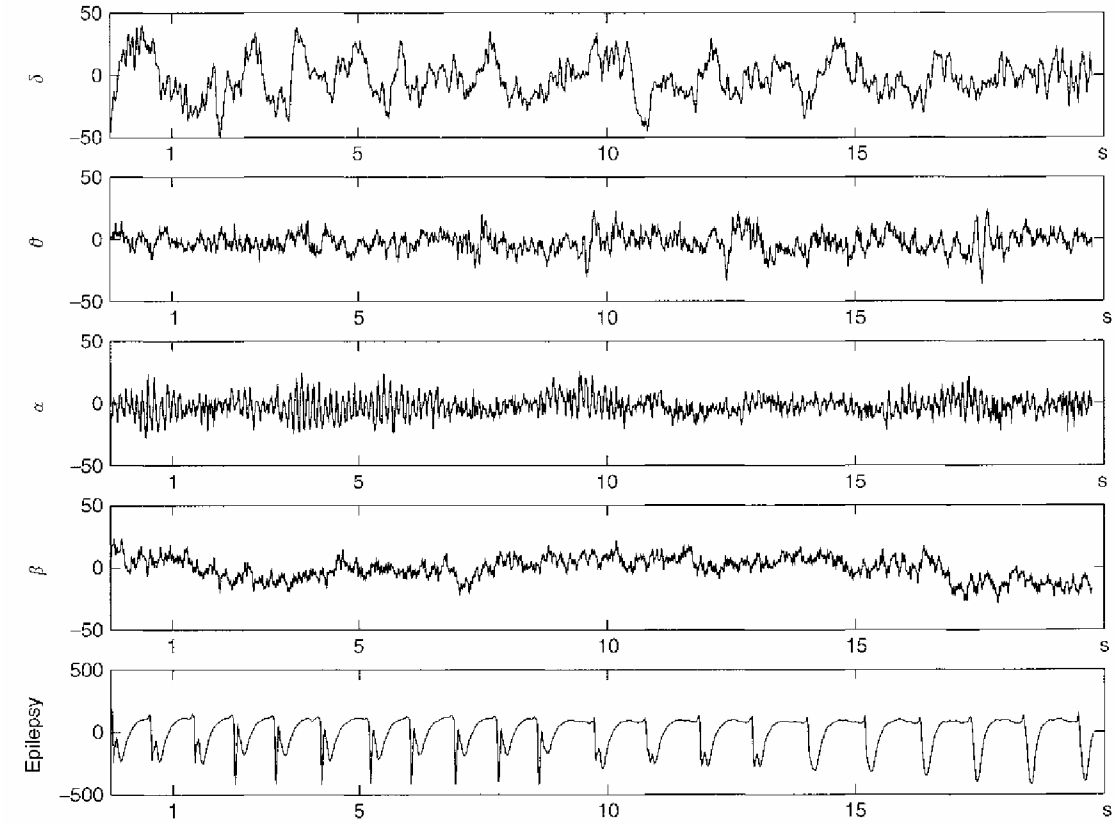
Vyskytuje se ve stavu hluboké relaxace na pokraji spánku. Spojuje se s kreativními nápady, velice živým mentálním sněním v bdělém stavu s přístupem k podvědomí. Aktivita mozkových vln se pohybuje v rozpětí 4 Hz až 7 Hz s amplitudou 5 μV až 20 μV. [7]

2.5.3 Hladina ALFA

Uvolněný, klidný, velmi příjemný a jasný stav mysli, kdy je pozornost směrována dovnitř, člověk nepřemýšlí o ničem konkrétním. Navození hladiny alfa je cílem většiny relaxačních technik. Aktivita mozkových vln se pohybuje v rozpětí 8 Hz až 13 Hz s amplitudou 30 μV až 50 μV. [7]

2.5.4 Hladina BETA

Spojuje se s běžným vědomím, kdy je pozornost směrována na vnější prostředí nebo je v činnosti pohybový aparát. Aktivita mozkových vln se pohybuje v rozpětí 14 Hz až 40 Hz s amplitudou do 10 μV. Při stresu nebo úzkosti vystoupí mozkové vlny nad frekvenci asi 25 Hz. [7]



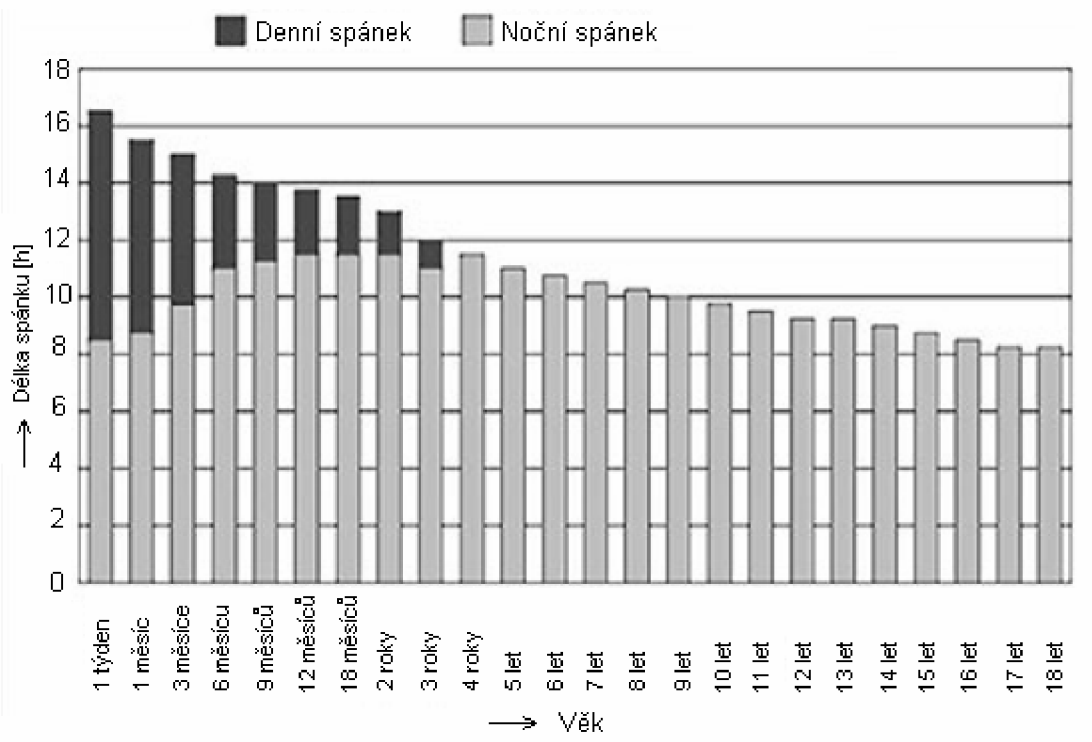
Obr. 2.4: Charakteristické EEG. [1]

2.6 Novorozenecké EEG a spánkové fáze

Spánek je u novorozenců úplně odlišný od spánku v pozdějším věku. Jeho architektura se během prvních třech let života vyvíjí a mozek postupně dozrává. Srovnáme-li například nedonošené dítě narozené o 3 týdny dříve a dítě narozené v optimálním věku, zjistíme, že jsou rozdíly v mozkové činnosti velmi odlišné.[4]

2.6.1 Zastoupení spánku

Na Obr. 2.5 je zobrazeno zastoupení spánku v noci (světle šedá barva) a spánku během dne (černá barva) v závislosti na věku člověka. Kolem třetího roku života již nemáme potřebu spát pravidelně během dne.[4]



Obr. 2.5: Zastoupení spánku [4]

2.6.2 Spánkové fáze

Novorozenci mají 2 typy spánku, které se pravidelně střídají:

- klidný spánek
- aktivní spánek

Aktivní spánek se podobá REM fázi (Rapid Eye Movement – rychlý pohyb očí) dospělého člověka, klidný spánek se podobá NREM fázi (Non Rapid Eye Movement – bez rychlého pohybu očí), aktivita delta nemá v této fázi velikou amplitudu).[4]

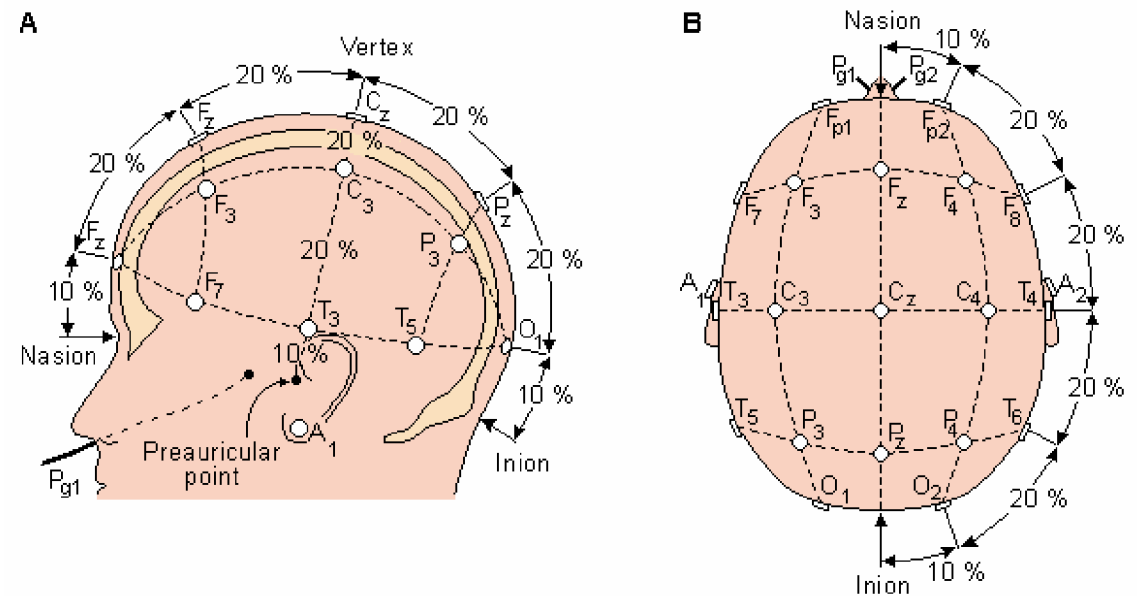
2.6.3 Měření EEG

U novorozenců se z důvodu malé hlavy používá pro snímání EEG pouze 8 elektrod. U měření novorozeneckého EEG bývá velký problém s pohybovými artefakty, jelikož nemáme možnost zajistit, aby byl novorozenec v klidu, a často pak odpadávají elektrody. [4]

3 TECHNICKÉ ASPEKTY ELEKTROENCEFALOGRAFIE

3.1 Snímání EEG signálu

Signál EEG je součet všech elektrických dějů pod a v okolí snímací elektrody. Pro umístění elektrod na povrch lebky se používá rozměřování, které vychází z definovaných výčnělků na lebce, a následném rozdělení všech vzdáleností po 10 % a 20 % - systém „10 – 20“. Tak je definováno umístění a název každé z 19 základních elektrod, viz Obr. 3.1. Snímání větším počtem elektrod umožňuje systém „10 – 10“. Maximem, daným prostorovým omezením na lebce, je použití 128 elektrod, ale používá se jen pro experimentální účely. Elektrody musí být nepolarizovatelné. Tomu vyhovují vzácné kovy (zlacené elektrody), nebo se používají elektrody stříbrné s vrstvou AgCl v kombinaci s roztoky snižujícími přechodový odpor (přesycený fyziologický roztok), popř. elektrodovými gely a pastami s volnými ionty Cl^-. Fixace elektrod na lebku je buď lepením, pomocí kolodia, nebo EEG pasty (používá se pro dlouhodobé záznamy), nebo jsou používány elastické čepice, které jsou různé pro individuální obvody hlavy a jež mají elektrody v systému „10 – 20“ již zafixovány. Do těchto elektrod se potom musí injekční stříkačkou aplikovat EEG gel. Zvláštní elektrody se používají pro snímání polygrafických záznamů, kdy se stejným přístrojem zaznamenávají také křivky průběhu očních pohybů - elektrookulogram (EOG), svalové aktivity – elektromyogram (EMG), činností srdce – elektrokardiogram (EKG), dýchání a dechové pohyby, pohyby těla, saturace kyslíku v periferní krvi a další. Jednotlivé záznamy mají odlišně nastavené zesílení a filtry, než je tomu u EEG. Vzhledem k délce záznamu 8 a více hodin se používá nižší vzorkovací frekvence – 64 Hz. [13]

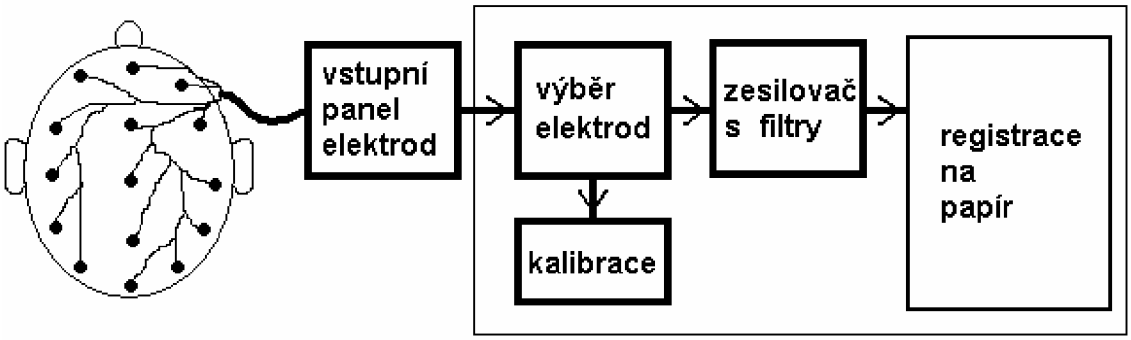


Obr. 3.1: Rozmístění elektrod [11]

3.2 Konstrukční řešení elektroencefalografů

3.2.1 Analogová technika

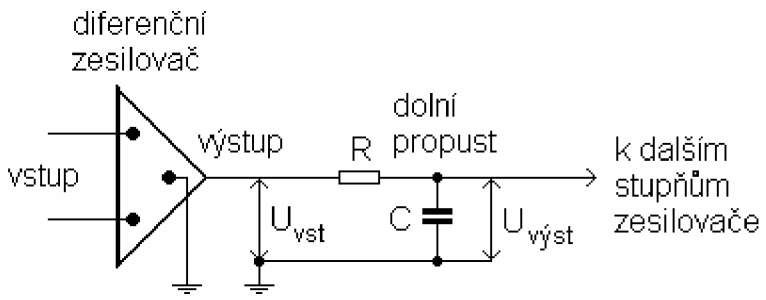
Základem elektroencefalografu je zesilovač, který signál na povrchu hlavy, řádu μV až desítek μV zesílí na úroveň vhodnou pro zobrazení a záznam. Z technického hlediska jde o napěťový zdroj s malým vnitřním odporem, a proto je základním požadavkem velký vnitřní odpor zesilovače, většinou jde o desítky M Ω. Ten je realizován obvykle jako několikastupňový a má celkové zesílení v řádu 10^6. Dalším požadavkem je minimální vlastní šum, obvykle menší nebo rovný 2 $\mu V_{šš}$. K potlačení rušivých signálů z vnějšího prostředí je nutná vysoká hodnota potlačení soufázové složky, která je minimálně 10^4, tedy větší než 80 dB. Způsob konstrukce prvních zesilovačů EEG se projevuje v dosud zachované tradici – výchylky záznamu směrem nahoru jsou popisovány jako záporné (obrácení fáze triodou). Jde však o konvenci, která nemá v elektroencefalografii klinický význam. Na Obr. 3.2 je blokové schéma analogového elektroencefalografu. [13]



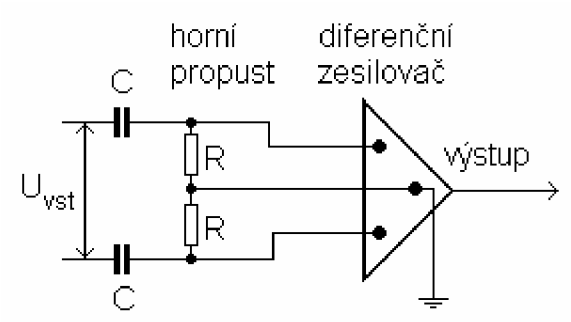
Obr. 3.2: Blokové schéma analogového elektroencefalografu [13]

Střídavě vázaný zesilovač (pro experimentální účely existují i stejnosměrně vázané zesilovače) má na výstupu signál, který obsahuje složky, které nejsou součástí standardní elektroencefalografické metodologie tak, jak je snímána a vyhodnocována již od svého vzniku. Ostatní signály vně pásma 0,5 Hz až 70 Hz jsou proto odfiltrovány.[13]

Jednoduché paralelní a sériové RC filtry, které byli k dispozici v době vzniku elektroencefalografie, se i nadále používají, viz Obr. 3.3 a Obr. 3.4. Strmost přenosové charakteristiky je malá – 6 dB/oktáva. Filtr se strmější charakteristikou převyšující 18 dB/oktáva, se používá k tomu, abychom odstranili rušní frekvencí sítě 50 (60) Hz. [13]



Obr. 3.3: Vysokofrekvenční filtr v elektroencefalografu [13]



Obr. 3.4: Nízkofrekvenční filtr v elektroencefalografu [13]

Dalšími součástmi elektroencefalografu jsou přepínače umožňující různé kombinace zapojení jednotlivých elektrod (montáže). [13]

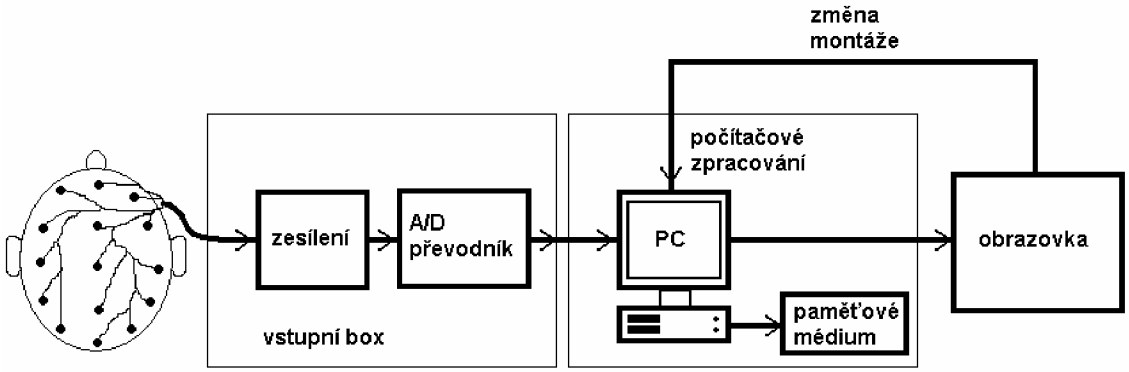
3.2.2 Zápis analogového záznamu

Původní přístroje používali k zobrazování osciloskopickou obrazovku s jedním a později s více kanály. Registrace na papír přímo píšícími galvanometry s inkoustovým zápisem umožnila trvalé zachování záznamu a vznik obrovských depozit obsahujících grafy. Ustálila se rychlost záznamu 3 cm/s po dobu 10 s, tj. s délkou zápisu 30 cm na stránce. Současně s křivkami se samostatně zapisuje čas s rozdělením 1 s po 200 ms. Do opačné polarity tohoto kanálu laborantky zaznamenávají krátké značky (obvykle s frekvencí 20 Hz), které mají upozornit lékaře na zvláštnosti nebo změny. Zatímco špičkové registrační jednotky s použitím pisátka rozkmitávaného vyšší frekvencí (kolem 400 Hz) ke snížení tření, dosahují frekvenci zápisu až 100 Hz, vynález tryskového zápisu se speciálním inkoustem umožňuje záznam až do frekvence 400 Hz. Variantou méně užívanou pro elektroencefalografy je použití termozápisu nebo zápisu přes kopírovací papír. [13]

3.2.3 Číslicová technika

Počátkem 80. let minulého století byl vytvořen nový model elektroencefalografického přístroje, který nebude ani výhledově měněn. Celá vlastní elektronika je uložena v hlavici (head boxu) umísťované co nejblíže hlavě pacienta pro zkrácení spojení elektroda – hlavice. V hlavici je zesilovač s optoelektronickou vazbou k zajištění elektrické bezpečnosti. Dále je prováděna analogová filtrace a převod A/D, Obr. 3.5. Zesilovač je obvykle jeden

pro více svodů (8, 16) a signál je multiplexován. Výstup je realizován připojením k paralelnímu portu libovolného počítače, ve kterém je programem výrobce dále zpracováván a současně též chráněn proti nelegálním kopiím. V průběhu zobrazování křivek na monitoru je signál současně ukládán na pevný disk. Z něj se kopíruje na magnetooptický disk typu WORM nebo na CD-R. Podle stávajících předpisu musí jít o nepřepisovatelnou formu ukládání a archivace, povinná je po dobu 5 let. [13]



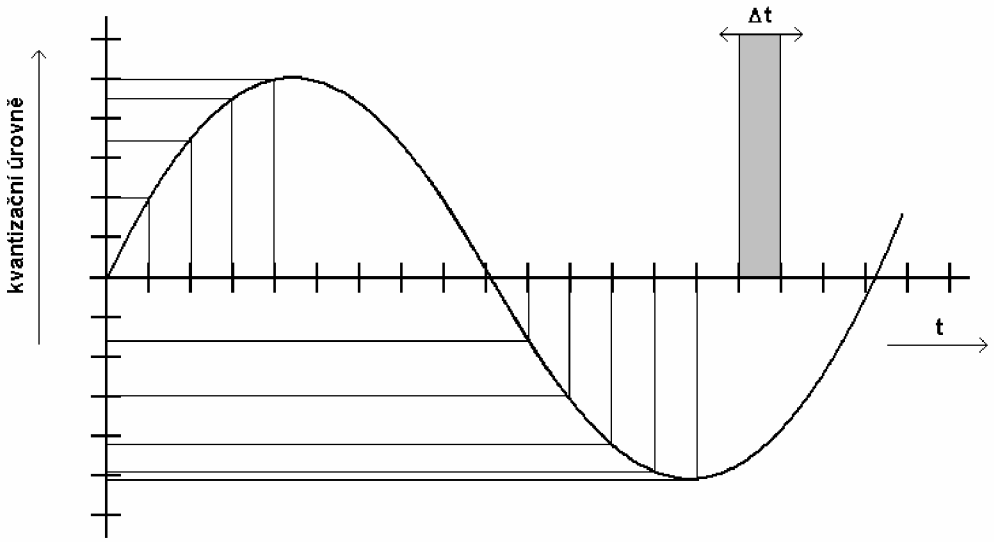
Obr. 3.5: Blokové schéma číslicového elektroencefalografu [13]

Zatímco u analogových přístrojů se hned po sejmutí elektrické aktivity realizovalo zapojení – montáž elektrodových dvojic, u digitálních přístrojů se všechny elektrody ukládají v zapojení proti libovolně umístěné elektrodě na hlavě, například uprostřed čela, nad úhlem dolní čelisti. Vznikají tzv. „surová data“, ze kterých se jednotlivé montáže podle požadavku teprve aktuálně vypočítávají. Tím je umožněno pozdější zpracovávání signálů. Základní montáže vznikají sřetězením elektrod 1 – 2, 2 – 3, 3 – 4 atd. v podélném směru (longitudinální) příčném směru (transverzální) a proti referenční elektrodě, která vznikne součtem potenciálů na obou ušních lalůčcích (A1 + A2) nebo součtem a zprůměrováním všech 19 elektrod – AVG elektroda (average). [13]

Papírová forma záznamu je užívána minimálně, a to ve formě hard – copy obrazovky se zajímavým úsekem délky 10 s. Možnost využití laserové kontinuální tiskárny ke zhotovení zápisu shodného s výstupem analogového přístroje je málo používána pro vysoké provozní náklady. Klinickými pracovníky je však čtení papírové formy záznamu stále považováno za nejvhodnější pro vyhodnocování. [13]

3.2.4 A/D převodník

Vzhledem k tomu, že v analogových přístrojích je rozkmit pisátka do 30 mm, je možné rozlišit okem maximálně 120 úrovní. Z této úvahy vzniklo základní používání 8 bitového převodníku (256 úrovní), které dobře korespondovalo s délkou slova prvních počítačů, viz Obr. 3.6. [13]



Obr. 3.6: Analogově digitální převod spojitého signálu [13]

I když je často nabízeno osazení převodníky 10bitovými až 16bitovými převodníky, tak se z důvodů potřeby ukládat velké množství dat reprezentujících záznam příliš pro elektroencefalografii nepoužívají. Volba vzorkovací frekvence musí splňovat základní Nyquistův teorém

$$f_{VZ} \geq 2 f_{MAX}\,, \qquad \textbf{(3.1)}$$

kde: f_{vz} ..... vzorkovací frekvence
f_{MAX} ... maximální vzorkovaná frekvence

tedy musí být větší než 120 Hz. Opět z důvodů objemu dat se volí podle technické konstrukce převodníků buď 128 Hz, nebo 200 Hz. [13]

3.2.5 Analogová a digitální filtrace signálu EEG

Základními filtry, omezujícími širokopásmový signál EEG na rozsah 0,5 – 70 Hz, byly a jsou, od doby vzniku přístrojů, jednostupňové RC členy, které mají strmost 6 dB/oktáva, viz Obr. 3.3 a Obr. 3.4. To znamená, že v signálu jsou i vlny – např. biologické artefakty – pomalejších frekvencí (pohyby očí, pocení), které jsou prospěšné pro orientaci lékaře při vyhodnocování. S tímto nastavením vznikly všechny „EEG vědomosti“, takže strmější filtry se jako základní neprosadily. Fázový posun způsobený filtry nehraje roli, neboť je pro všechny křivky shodný. Lze používat i tzv. síťový filtr, abychom odstranili rušení na frekvenci 50Hz, ale ten vede ke zkreslení diagnosticky nejdůležitějších grafoelementů – hrotů. Digitální filtrace, s možností nastavit kritické frekvence a strmosti filtrů, je součástí programových vybavení, ale pro vyhodnocování je používána jen velmi zřídka. U elektroencefalografů dosud převažuje označování dolní frekvence použitého filtru f_d pomocí časové konstanty τ[s], pro kterou platí: [13]

$$f_d = \frac{1}{2}\pi\tau, \quad kde\ \tau = RC. \qquad (3.1)$$

kde: f_d..... dolní mezní frekvence
τ..... časová konstanta

3.3 EEG systém firmy Alien

3.3.1 Technické parametry

- 24 nebo 32 kanálová snímací jednotka s otočným ramenem
- volitelně až 128 kanálů
- fotostimulační lampa
- základní sada spotřebního materiálu
- dálková správa přes telefonní linku
- možnost exportu/importu grafů i popisů přes flash media
- licence natáčecího software a multilicence vyhodnocovacího software v ceně natáčecí stanice

Obr. 3.7: EEG stanice [12]

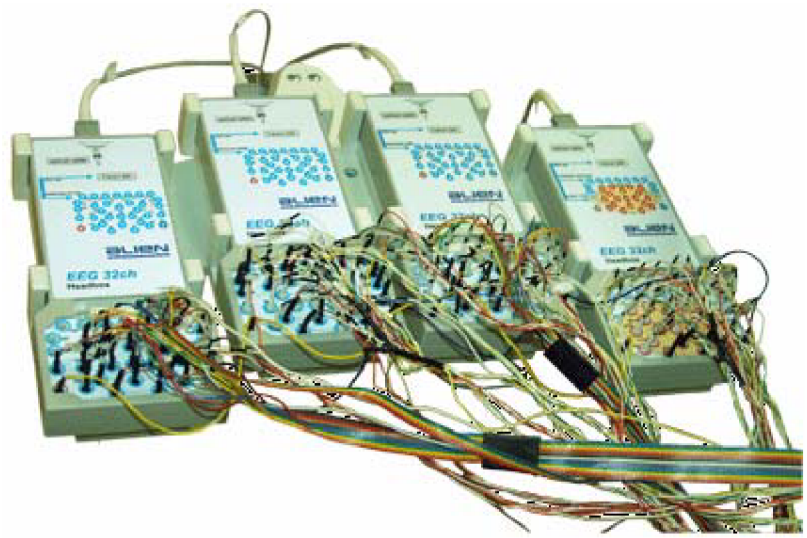
3.3.2 Snímací jednotka 32 kanálů

- automatické vypínání při ukončení programu
- nízká hmotnost a malé rozměry
- snadná manipulace
- 24 nebo 32 kanálů, na zakázku až 128 kanálů - paralelní řazení
- softwarově volitelná šířka pásma - až do 460 Hz pro všechny kanály
- analogový vzorkovací kmitočet 4 kHz na kanál
- analogová časová konstanta 1 s nebo 3 s (na zakázku 10 s)
- vzorkování všech kanálů v jednom okamžiku
- ukládání EEG dat v surovém tvaru, 16 bitový formát signálu
- zpracování impedancí všech aktivních i referenčních a zemnících elektrod v průběhu natáčení
- indikace stejnosměrné saturace všech vstupů i reference
- neobsahuje vypínač ani jiné mechanické nastavovací prvky
- parametry nezávislé na stavu baterií
- provozní doba 200 hodin na 4 alkalické tužkové články
- oddělení optickým kabelem a bateriové napájení = nízké rušení a vysoká bezpečnost
- bezpečnost pacienta dle IEC 601.1 třída II. a, typ BF

Obr. 3.8: 32 kanálová snímací jednotka [12]

3.3.3 Snímací jednotka 128 kanálů

- automatické vypínání při ukončení programu
- nízká hmotnost a malé rozměry
- snadná manipulace
- paralelní řazení 128 kanálů
- softwarově volitelná šířka pásma - až do 460 Hz pro všechny kanály
- analogový vzorkovací kmitočet 4 kHz na kanál
- analogová časová konstanta 1 s nebo 3 s (na zakázku 10 s)
- vzorkování všech kanálů v jednom okamžiku
- ukládání EEG dat v surovém tvaru, 16 bitový formát signálu
- zpracování impedancí všech aktivních i referenčních a zemnících elektrod v průběhu natáčení
- indikace stejnosměrné saturace všech vstupů i reference
- neobsahuje vypínač ani jiné mechanické nastavovací prvky
- parametry nezávislé na stavu baterií
- provozní doba 200 hodin na 4 alkalické tužkové články
- oddělení optickým kabelem a bateriové napájení = nízké rušení a vysoká bezpečnost
- bezpečnost pacienta dle IEC 601.1 třída II. a, typ BF



Obr. 3.9: 128 kanálová snímací jednotka [12]

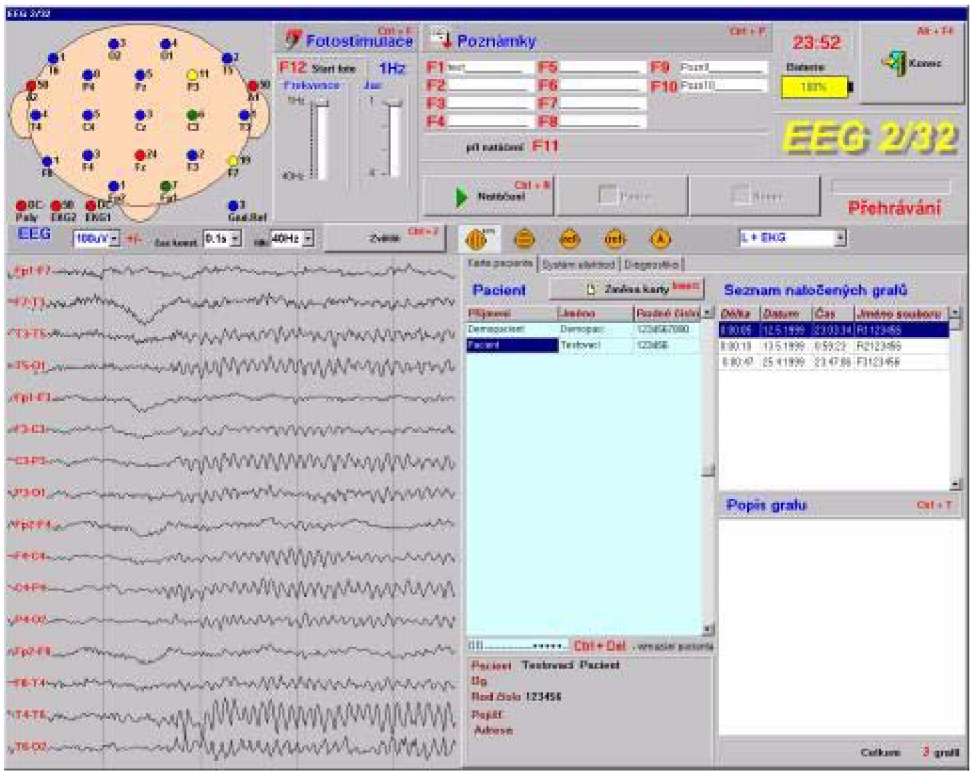
3.3.4 Fotostimulační lampa

- čtyři úrovně jasu
- standardně červená nebo bílá barva
- automatická stimulace podle tří nastavitelných schémat
- naprosto bezhlučný provoz
- frekvence fotostimulace od 1 Hz do 60 Hz
- minimální expozice obsluhujícího personálu

Obr. 3.10: Fotostimulační lampa [12]

3.3.5 Software pro natáčení EEG

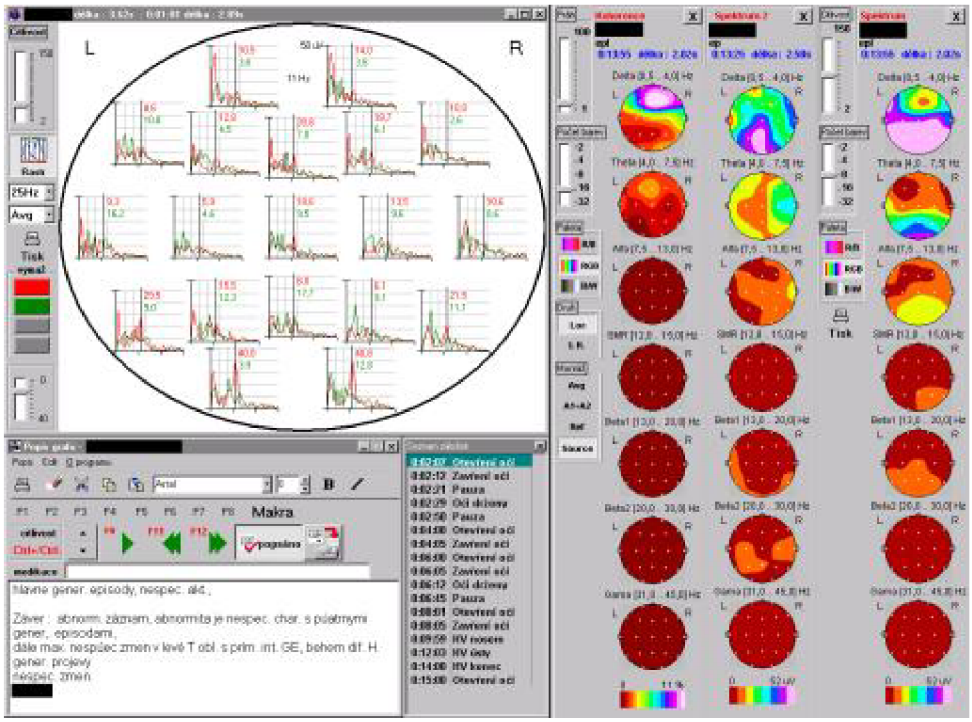
- pracuje ve Windows 2000 nebo Windows XP
- ukládání dat v surové formě
- volitelná vzorkovací frekvence
- možnost kdykoliv přerušit nebo znovu zahájit záznam
- běh záznamu i bez nahrávání
- šířka pásma téměř na teoretické hranici pro vzorkovací kmitočet
- měření velikosti přechodové impedance elektrod v průběhu natáčení
- vkládání a definice záložek nebo vložení předem neznámé poznámky
- fotostimulační automat
- indikace stavu baterií
- volitelná polygrafie až do počtu kanálů snímací jednotky
- databáze pacientů s parametrickým vyhledáváním
- evidence zálohovaných a popsaných grafů
- ovládání základních funkcí pomocí klávesových zkratek
- integrovaná obsluha fotostimulační lampy, stimulačního monitoru nebo natáčení videosignálu
- připojitelný modul pro flash/PR-VEP nebo zvukový/vizuální P300



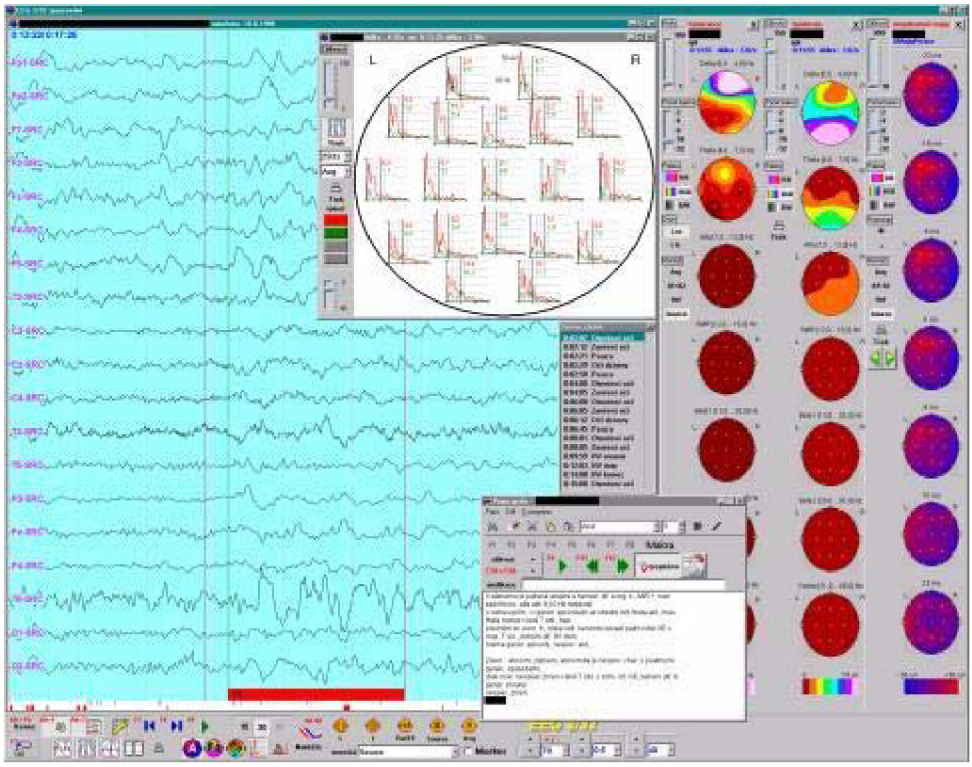
Obr. 3.11: Software pro natáčení EEG [12]

3.3.6 Software pro zpracování EEG

- pracuje ve Windows 2000 nebo Windows XP
- volitelný posuv 10-15-30-60 mm/s
- digitální filtrace (horní a dolní filtr) v reálném čase
- práce se záložkami, definice zajímavých segmentů
- možnost pohybování se v grafu při jeho popisování
- prohlížení libovolné montáže včetně zdrojové, uživatelem definovatelné montáže
- automatické přehrávání grafu s možností až 200 násobného rychlopřevíjení
- tisk vybraného úseku
- popis grafu s možností exportu na disketu nebo flash medium resp. tisku
- databáze pacientů s parametrickým vyhledáváním
- amplitudový, frekvenční a koherenční (lokální / interhemisferální.) brainmapping v různých montážích
- porovnání spekter z více segmentů
- prohlížení v módu split screen - až 3 okna vedle sebe či nad sebou
- ovládání základních funkcí pomocí klávesových zkratek
- velmi rychlé výpočty a odezvy na povely uživatele
- rychlá spektrální analýza vybraného úseku pro určení dominantního kmitočtu



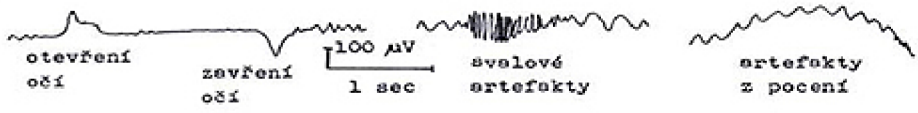
Obr. 3.12: Software pro zpracování EEG 1 [12]



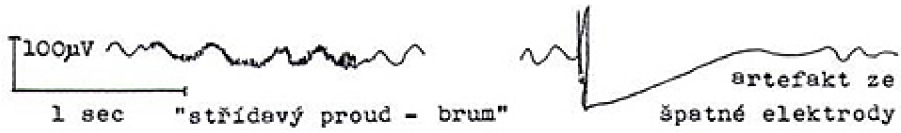
Obr. 3.13: Software pro zpracování EEG 2 [12]

3.4 EEG Artefakty a jejich rozdělení

Signály, které při EEG měříme, mají velmi malou amplitudu (několik μV). Z toho důvodu se ve výsledném signálu může objevit rušení nejrůznější povahy. Tyto rušení označujeme jako artefakty. Lze je rozdělit do dvou základních skupin - artefakty biologické a technické povahy. Někdy se v literatuře pojem "artefakt" používá pouze pro artefakty povahy biologické. [3]



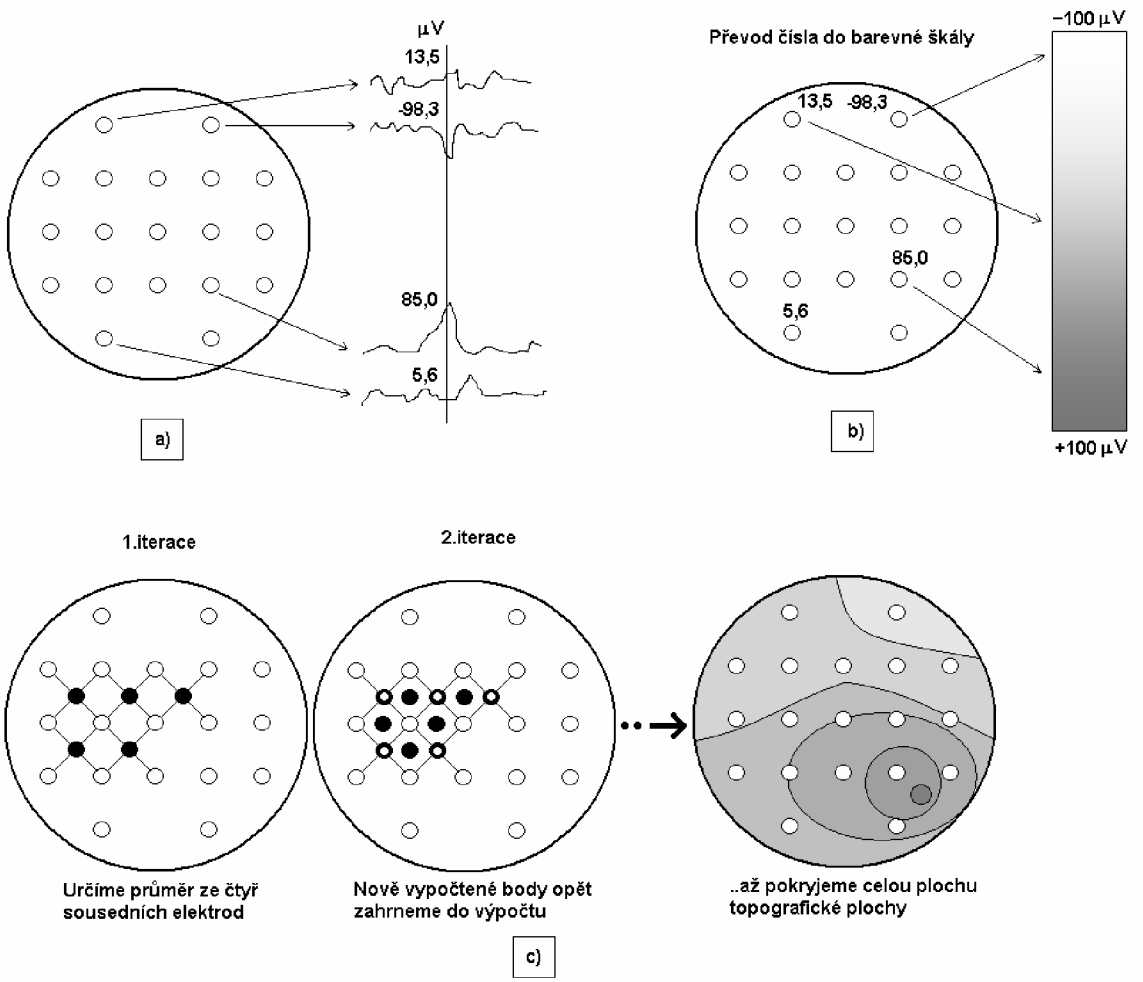
Obr. 3.14: Artefakty biologické povahy [3]



Obr. 3.15: Artefakty technické povahy [3]

3.5 Topografické mapování aktivity EEG

Metoda označená jako „brain mapping“ vznikla na začátku 80. let minulého století a byla spojena se zavedením osobních počítačů do elektroencefalografie. Zatímco mapování aktuálních hodnot napětí se nepoužívá, je mapování výsledků FFT rutinním postupem. Obraz (mapa) vzniká lineární interpolací skutečně naměřených hodnot z jednotlivých elektrod po několika interpolacích, Obr. 3.16. [13]



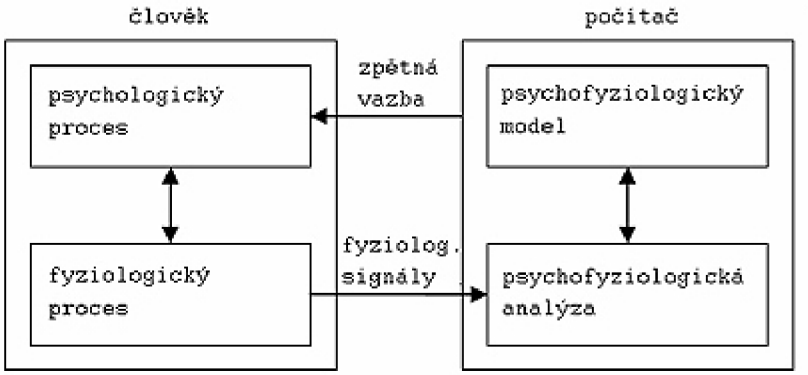
Obr. 3.16: Princip mapování amplitudy [13]

Úskalím této metody je závislost na použité referenční elektrodě. Jen u zcela zdravého objektu jsou výsledky s AVG a (A1 + A2) shodné. Mapy ukazující rozložení aktivit a jejich množství po povrchu lebky však reprezentují stále ještě i to, co lze postřehnout i vizuální analýzou. Provede-li se však relativizace pomocí FFT (plochu pod křivkou položíme rovnu celkovému 100 % výkonu vztaženému k pásmu nebo vybrané frekvenci), získáme údaje nezávislé na amplitudách výchozích křivek. Ty jsou závislé mimo jiné na přechodových odporech elektrod a tloušťce lebky. Z nativního grafu nelze tuto závislost odečíst, a proto přináší pro hodnocení zcela novou, napěťově nezávislou informaci. Mapovat lze též koherence – nejčastěji jsou prováděné interhemisferální a lokální, ale také transformované výsledky zdrojového zapojení, šíření „generalizované“ hrotové aktivity po povrchu hlavy. Mapovat lze i statistická hodnocení – srovnání s předchozím vyšetřením po podání léků a pod. [13]

4 ELEKTROENCEFALOGRAFICKÝ BIOFEEDBACK

4.1 Princip

Biofeedback je využití informace o sledované veličině měřenou osobou. Je tak vytvořena zpětná vazba systém - pacient. Po zobrazení této informace dochází k ovlivnění měřené osoby, která na daný podnět reaguje. Je tak možné například měřit tep a pacientovi pak hodnotu tepu zobrazit. Pro trénovaného člověka potom není příliš složité si tepovou frekvenci zrychlit či zpomalit, jen tím že chce. Hlavní princip biofeedbacku znázorňuje následující obrázek.



Obr. 4.1: Principielní schéma EEG biofeedbacku [5]

Je-li námi měřeným parametrem EEG signál, mluvíme o EEG biofeedbacku. K osobě, která se rozhodne biofeedback podstoupit, připevníme EEG elektrody (postačí jen jeden či dva kanály), signály zesílíme a zobrazíme výkon v jednotlivých frekvenčních pásmech (například alfa, beta, jejich poměr a pod.). Na základě této informace se snaží osoba uvést do stavu, kdy se tyto parametry změní.[5]

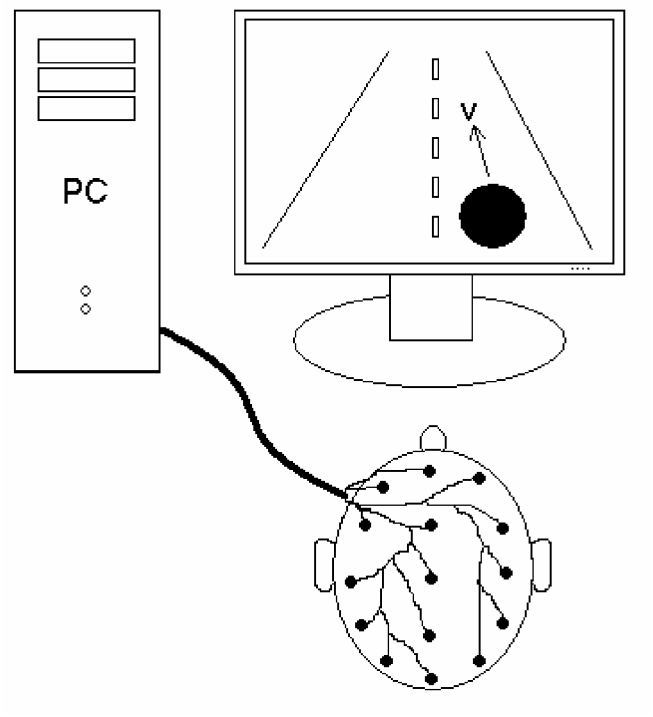
4.2 Použití

EEG biofeedback se používá především v následujících oblastech: [5]

- klinický biofeedback
- léčení fobií
- omezení stresu
- sledování pozornosti
- poruchy učení, dyslexie, dysgrafie
- poruchy spánku
- deprese z dětství
- závislosti
- tréma
- syndrom chronické únavy

4.3 EEG biofeedback a hry

Na popsaném principu lze realizovat například počítačové hry, které slouží např. pro trénování koncentrace hyperaktivních dětí. Děti pravidelně chodí ke specialistovi, u kterého hrají hru, ve které se snaží být co nejlepší. Hra je založena například na principu, že dané autíčko, kulička, jede tím rychleji, čím více je dítě klidnější. Takto se může dítě (které může mít například problém se soustředěním) naučit vyvolat stav, kdy je klidné. Tento stav si mozek zapamatuje a příště se do něj dostane i bez biofeedbackového přístroje. K tomu ovšem jedno sezení nestačí, zpravidla je potřeba 10 či 20 návštěv (v intervalech jednou až dvakrát týdně). [5]



Obr. 4.2: EEG biofeedback a hra

5 AUDIOVIZUÁLNÍ STIMULACE

Audiovizuální stimulace, tzv. AVS, spočívá v působení zrakových a zvukových impulsů přes sluch a zrak na lidský mozek (psychiku). Audiovizuální stimulátor se nazývá Psychowalkman. Psychowalkman dokáže v nezvykle rychlém čase změnit psychické naladění uživatele podle jeho potřeby. Umožňuje vyladit vědomí a vyvolat změnu frekvence mozkových vln. Audiovizuální stimulací se zabývá obor zvaný Neurotechnologie. Jedná se o interdisciplinární vědní obor, který využívá všech poznatků k tomu, aby zdokonalil činnost a výkonnost mozku jako komplexního systému kontroly a samoregulace všech životních funkcí. Realizace těchto cílů probíhá individuálním výcvikem kontroly vědomí a vitálních procesů za použití přístrojového, diagnostického a stimulačního vybavení. [6], [7]

5.1 Stručná historie AVS

Na výzkumu se podílelo, kromě jiných osobností, i několik nositelů Nobelových cen. Možnosti nové technologie, nazvané světelně-zvuková stimulace (audiovisual stimulation - AVS), byly zřejmé, avšak neměli až do sedmdesátých let příliš velkou naději na rozšíření, protože jeden přístroj zabral skoro celou místnost a stál přes 11 000 amerických dolarů. Další pokusy s AVS urychlil rozvoj mikroelektroniky v sedmdesátých letech. Většina progresivních technologií prošla laboratořemi NASA a AVS se tomuto zájmu pochopitelně také nevyhnula. Jeden z prvních projektů se zabýval využitím audiovizuální technologie pro trénink amerických pilotů a později kosmonautů. Cílem bylo připravit jejich psychiku na náročné podmínky nadzvukových a kosmických letů. Znamenalo to použít stimulátoru jako prostředku pro zvýšení koncentrace a psychické odolnosti v zátěžových situacích. Význam AVS je zřejmý spíše až v současné době. Narůstají civilizační potíže, především stres a únava a je ve větší míře kladen důraz na využití intelektu. V roce 1981 byl zkonstruován první předprogramovaný, digitální a kompaktní přístroj Mastermind. Roku 1989 uvedla soukromá americká společnost Synetic Systems International, Inc. na trh v USA první sériově vyráběný samouživatelský model psychowalkmanu na světě. V současnosti jsou psychowalkmany, nyní i z produkce dalších výrobců, k dostání zhruba v 80 zemích světa. Celosvětová poptávka po těchto produktech a růst jejich spotřeby je vysoký, meziročně průměrně přes 200 %. Ve dnech 5. -7. 12.1992 se konal první světový neurotechnologický kongres v Seattle. Odborná veřejnost zde byla seznámena s výsledky dosavadní práce, což bylo podnětem pro další rozvoj těchto metod v západoevropských zemích a pro jejich přijetí na Východě. [6], [7]

5.2 Psychowalkman

Psychowalkman, relaxační přístroj pro audiovizuální stimulaci mysli, dokáže uživatelův mozek naladit do hladiny alfa i do ostatních dosud známých hladin vědomí: theta, delta a beta. Rovněž dokáže vyvolat specifické stavy změněného vědomí, například stav tzv. Schumannovy rezonance. Ten je pro lidský organismus velmi blahodárný. Jedná se o stav duševní aktivity na rozhraní hladin alfa a theta, konkrétně 7 Hz a 8 Hz, protože na této frekvenci též pulzuje geomagnetické jádro Země.

Psychowalkman pravidelným používáním posiluje schopnost mysli samostatně a lépe navozovat žádoucí změny frekvencí a využívat tak celou kapacitu vědomí. U dnešních psychowalkmanů je působení na lidský zrak a sluch, vždy součástí jednoho přístroje, i když původně se vývoj obou druhů stimulace ubíral vlastní cestou.

Princip působení tohoto stimulačního přístroje je vcelku jednoduchý. Na přístrojem vysílanou frekvenci zrakových a zvukových pulsů se nejdříve přeladí přímo kontaktované smyslové centrum, tedy zrak nebo sluch. Z takto ovlivněných oblastí mozku se poté konkrétní frekvence rezonantně začne šířit do zbylých částí mozku. Pokud je tedy mozek pod nadvládou frekvence 18 Hz (hladina beta), naladí se během několika málo minut působením stimulace psychowalkmanu na frekvenci vysílanou přístrojem, například na 10 Hz (hladina alfa). Psychowalkman obsahuje řadu různých programů tak, aby uživatel mohl volit mezi konkrétními frekvencemi nebo jednotlivými účinky.

I když je část mozku, zodpovědná za příjem a vyhodnocení všech zrakových podnětů, mnohem rozsáhlejší, než sluchová, a mohlo by se zdát, že zraková stimulace psychowalkmanu je důležitější, a promlouvá více do konečného výsledku, nedá se říct, že samotná zraková stimulace je účinnější než sluchová. Obě dvě jsou rozdílné. [6], [7]

5.3 Audio stimulace

Psychowalkman vysílá specifický druh zvuku, který dokáže účinně změnit dominantní frekvenci mozkových vln, tzv. binaurální rytmy. Jsou to stimuly, které vznikají přímo a pouze v mozku. Přístroj vysílá do jednoho ucha zvuk na jedné nosné frekvenci, např. 200 Hz, a v témže okamžiku pro druhé ucho jiný zvuk na "vyhozené" frekvenci, např. 210 Hz. Sluchové centrum pak vyhodnotí příjem o frekvenci 10 Hz a na ni se přeladí.

Kromě binaurálních rytmů se můžeme u některých modelů psychowalkmanů dostupných v ČR setkat i s jiným druhem zvuku, který může fungovat fyziologicky odlišně. Jedním z takových je například tzv. bílý šum. Bílý šum je velmi rychlé a nahodilé střídání zvukových frekvencí, tedy forma smyslové deprivace sluchu tím, že poskytuje neurčitou a zmateční informaci. Mozkové centrum sluchu reaguje na takový podnět útlumem, tedy uvolněním do nižších hladin vědomí alfa až delta. K dalším účinným typům stimulačních signálů využívaných v omezené míře světovými výrobci neurostimulačních přístrojů patří dále klapot, izochronní tóny (běžně se vyskytují v přírodě), šedý nebo hnědý šum, monaurální rytmy, binaurální a izochronní akordy. V drtivé

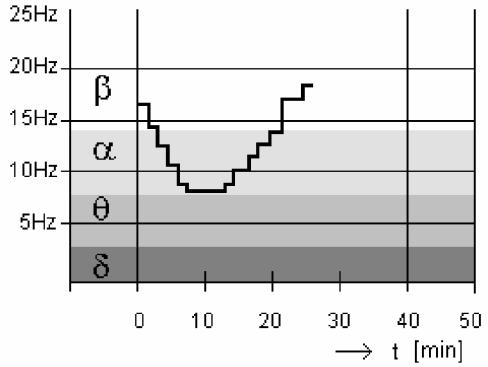
většině modelů všech značkových výrobců psychowalkmanů jsou standardně zabudovány právě binaurální rytmy. Jednou z jejich nesčetných výhod je to, že působí daleko pod i nad prahem slyšitelnosti. [6], [7]

5.4 Vizuální stimulace

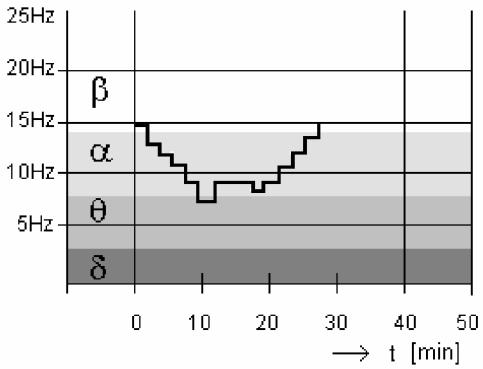
Vizuální stimulace je mnohem prostší. Spočívá v řízených záblescích do zavřených očí. U psychowalkmanu je blikání realizováno záblesky LED diod umístěných na vnitřní straně brýlí. Frekvence záblesků je přímo rovna frekvenci stimulačního programu, jelikož oko je schopno registrovat frekvence používané ve stimulačních programech (0,4 Hz až 40 Hz). Na stimulaci se může podílet i barva světelných záblesků.

5.5 Ukázky stimulačních programů

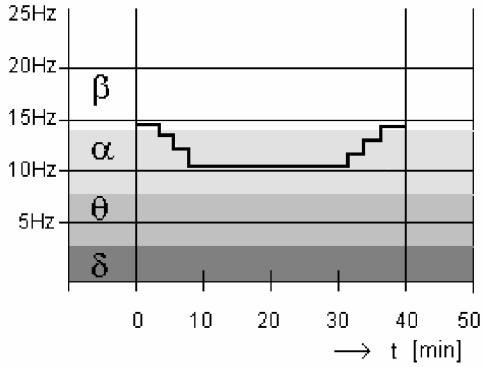
Následující obrázky znázorňují časové průběhy změn frekvencí stimulace u jednotlivých stimulačních programů.



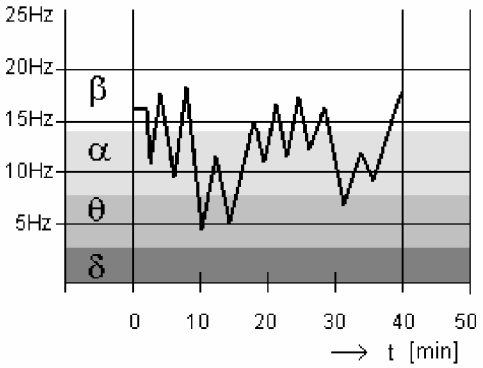
Obr. 5.1: Dobití energie [7]



Obr. 5.3: Rychlá relaxace [7]



Obr. 5.2: Vnitřní koncentrace a superlearning [7]



Obr. 5.4: Rozptýleni, duševní občerstvení [7]

6 METODY ZPRACOVÁNÍ ELEKTROENCEFALOGRAMU

Výstupem většiny dnešních lékařských diagnostických přístrojů jsou digitální data, která je třeba dále upravit pro získání požadovaných informací.

První úpravou je filtrace signálu, jelikož často signál obsahuje nežádoucí informace v podobě různých šumů, například namodulovaných 50Hz elektrické sítě. Pro filtraci se užívají číslicové filtry, které lze dělit:

a) Podle délky impulsní odezvy:
   - Filtry s konečnou impulsní odezvou FIR
   - Filtry s nekonečnou impulsní odezvou IIR

b) Podle struktury:
   - Nerekurzivní filtry (bez zpětné vazby)
   - Rekurzivní filtry (se zpětnou vazbou)

Nejčastěji požadovanou informací u signálu EEG je jeho frekvenční spektrum. Jinými slovy lze říci, že naším zájmem je četnost zastoupení jednotlivých frekvencí měřeného signálu a určení převládající (dominantní) frekvence téhož signálu. V takovém případě hovoříme o transformaci:

a) časové oblasti → frekvenční oblasti:
   - Fourierova transformace

b) časové oblasti → časově - frekvenční oblasti:
   - Vlnková transformace
   - Metoda Matching Pursuit

Výsledkem transformace z časové do frekvenční oblasti jsou informace o obsažených frekvencích analyzovaného signálu, ale ne o čase jejich výskytu. U transformace z časové do časově-frekvenční oblasti jsou výsledkem informace o obsažených frekvencích a také čase jejich výskytu.

6.1 FIR filtr

Filtry s konečnou impulsní charakteristikou (tj. typu Finite Impulse Response – FIR) jsou plně definovány *N* hodnotami této charakteristiky, které tvoří současně vektor systémových konstant $b = [b_n],\ n \in \langle 0, N-1 \rangle$. Jejich diferenční rovnice vyjadřuje konečnou diskrétní konvoluci:

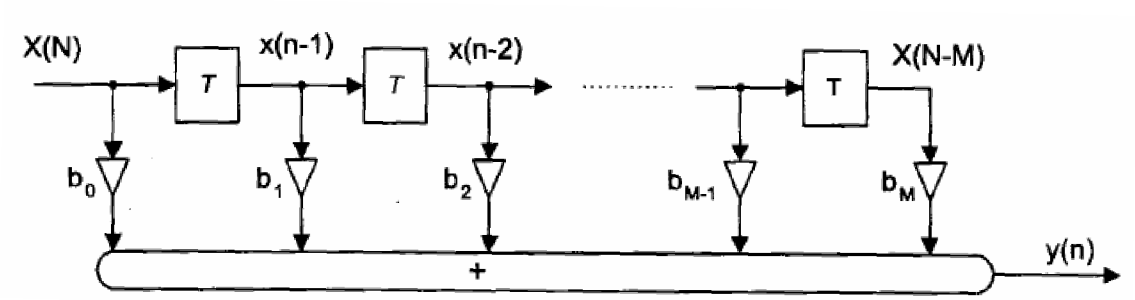
$$y_n = \sum_{k=0}^{N} x_{n-k} h_k, \tag{6.1}$$

což je současně vyjádření tzv. přímého realizačního algoritmu, takže hodnoty impulsní charakteristiky jsou přímo systémovými realizačními konstantami. Obrazový přenos je tedy:

$$H(z) = b_0 + b_1 z^{-1} + b_2 z^{-2} + \cdots + b_N z^{-N} = \sum_{n=0}^{N} b_n z^{-n}. \tag{6.2}$$

Takže reprezentace v rovině „*z*“ je dána *jen nulovými body* (násobný pól v počátku vyjadřuje jen zpoždění respektive fázový posun) a následně jsou filtry FIR *absolutně stabilní.*

Nejrozšířenější strukturou je transverzální filtr. Je to zpožďovací linka s odbočkami pro násobičky. Filtr počítá vážený klouzavý průměr z *M+1* posledních hodnot. Koeficienty násobiček jsou hodnotami impulsní odezvy $b_n = h(n)$. Filtr zpožďuje signál o *(N+1)/2* taktů a ustálí se po *N+1* taktech. [8],[14]

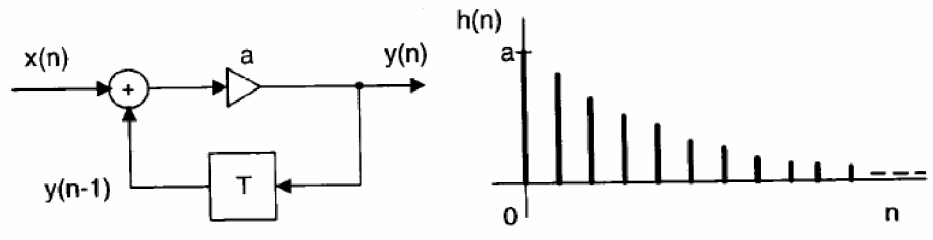


Obr. 6.1: Blokové schéma transverzálního filtru FIR [14]

6.2 IIR filtr

Filtry s nekonečnou impulsní charakteristikou vyžadují alespoň jednu zpětnovazební smyčku a jsou to filtry rekurzivní. Přenos je tvořen podílem polynomů. Nuly přenosu realizují nerekurzivní část, póly rekurzivní část. Řád filtru je určen vyšším ze stupňů polynomu. Mají podstatně nižší řád než filtry FIR, takže reagují rychleji.

Pokud jsou póly přenosu uvnitř jednotkové kružnice, pak je filtr stabilní. Pokud jsou i nuly uvnitř jednotkové kružnice, pak se jedná o filtr s minimální fází. Příklad jednoduchého filtru IIR je na následujícím obrázku.[14]



Obr. 6.2: Blokové schéma filtru IIR [14]

Přenos filtru IIR:

$$H(z)=\frac{Y(z)}{X(z)}=\frac{b_0+b_1z^{-1}+b_2z^{-2}+\cdots+b_Mz^{-M}}{1-a_1z^{-1}-a_2z^{-2}-\cdots-a_Nz^{-N}}. \qquad (6.3)$$

Číslicové filtry typu FIR		Číslicové filtry typu IIR	
Výhody	Nevýhody	Výhody	Nevýhody
Jsou vždy stabilní.	Velký řád přenosové funkce.	Malý řád přenosové funkce.	Nastávají problémy se stabilitou.
Mohou mít lineární fázovou kmitočtovou charakteristiku, neboli konstantní skupinové zpoždění.	Velké zpoždění při zpracování vstupního vzorku.	Malé zpoždění při zpracování vstupního vzorku.	Nemohou mít lineární fázovou kmitočtovou charakteristiku v celém rozsahu.
Mají menší citlivost na kvantování koeficientů a stavových proměnných.	Velké nároky na paměť při výpočtu koeficientů a stavových proměnných.	Malé nároky na paměť při výpočtu koeficientů a stavových proměnných.	Vlivem zpětných vazeb větší náchylnost k saturaci aritmetiky procesoru.
Jsou vhodné pro adaptivní algoritmy.	Optimální iterační metody jsou výpočtově náročné.	Jednoduché metody návrhu využívající vlastností analogových filtrů.	S obtížemi je lze použít pro adaptivní zpracování.
Existuje menší riziko saturace aritmetiky procesoru.	Neexistuje plnohodnotný analogový ekvivalent.	K číslicovému filtru lze najít analogový ekvivalent.	Velká citlivost na kvantování zvláště pro selektivní kmitočtové filtry.

Obr. 6.3: Porovnání filtrů FIR a IIR [14]

6.3 Fourierova transformace

Fourierova transformace je nejpoužívanější transformace, vyjadřující obraz signálu pomocí ortogonálních bázových funkcí. V tomto případě jsou použity funkce sinus a kosinus. To umožňuje získat popis signálu jako závislost amplitudy a fáze na frekvenci. Pro převod diskrétních signálů se používá diskrétní Fourierova transformace (DFT) která je definována jako:

$$F(k\Omega) = \sum_{n=0}^{N-1} f(nT) e^{-jk\Omega nT} \tag{6.4}$$

$$f(nT) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} F(k\Omega) e^{-jk\Omega nT}, \tag{6.5}$$

kde: $k\Omega$…… úhlová frekvence

nT…… časový okamžik

e^{-j}…… goniometrická funkce

Aby bylo možné tuto transformaci použít na technické signály, nesplňující podmínku časové neomezenosti a periodičnosti, používá se omezení signálu tzv. okny. Parametry signálu tak nejsou zkoumány v celku, ale po částech. Aplikací okna v časové oblasti však dochází ke konvoluci spektra okna a spektra analyzovaného signálu v kmitočtové oblasti. Důsledkem nespojitosti okna v časové oblasti pak mohou vznikat ve spektru postranní laloky (Gibsův jev). K potlačení tohoto jevu se využívají různé druhy váhovacích oken, které mají za úkol potlačit vliv krajních vzorků v časové oblasti. Mezi nejpoužívanější patří tato okna: Hammingovo, Blackmanovo, trojúhelníkové atd. [8]

Fourierova transformace je schopna určit ve spektru signálu početné zastoupení jednotlivých frekvencí a tak lze zjistit která frekvence (hladina) je v signálu dominantní. O době výskytu jednotlivých frekvencí však nemáme žádnou informaci. Tato metoda je tedy vhodná pouze pokud chceme znát četnost výskytu jednotlivých hladin (beta, alfa, theta, delta).

6.3.1 Rychlá Fourierova transformace

Rychlá Fourierova transformace je algoritmus vymyšlený pány Cooleyem a Tukeyem. Algoritmus je založen na definici Fourierovy transformace:

$$F_k = \sum_{n=0}^{N-1} f_n \left(e^{-j\frac{2\pi}{N}} \right)^{kn}, \tag{6.6}$$

kde: k…… úhlová frekvence

n…… časový okamžik

e^{-j}…… goniometrická funkce

kterou můžeme rozepsat do tvaru (předpokládáme, že N je mocninou dvou):

$$F_k = f_0\left(e^{-j\frac{2\pi}{N}}\right)^0 + \cdots + f_{N-1}\left(e^{-j\frac{2\pi}{N}}\right)^{k(N-1)} =$$
$$= \left[f_0\left(e^{-j\frac{2\pi}{N}}\right)^0 + f_2\left(e^{-j\frac{2\pi}{N}}\right)^{2k} + \cdots + f_{N-2}\left(e^{-j\frac{2\pi}{N}}\right)^{(N-2)k}\right] + \tag{6.7}$$
$$+\left(e^{-j\frac{2\pi}{N}}\right)^k\left[f_1\left(e^{-j\frac{2\pi}{N}}\right)^0 + f_3\left(e^{-j\frac{2\pi}{N}}\right)^{2k} + \cdots + f_{N-1}\left(e^{-j\frac{2\pi}{N}}\right)^{(N-2)k}\right].$$

Závorky na pravé straně představují Fourierovy transformace dvou „vektorů“ $(f_0, f_2, \ldots, f_{N-2})$ a $(f_1, f_3, \ldots, f_{N-1})$, každého o $N/2$ složkách, z nichž se čísla F_k snadno zkombinují. Tedy první polovina čísel F_k se získá rozdělením transformace na dvě transformace o poloviční velikosti. Zbylá část F_k pro $k=N/2, \ldots, N-1$ se získá z úvahy, že platí:

$$\left(e^{-j\frac{4\pi}{N}}\right)^i = \left(e^{-j\frac{4\pi}{N}}\right)^{(N/2)+n}, n = 0,\ldots,(N/2)-1 \tag{6.8}$$

a proto se výrazy pro F_k, $F_{k+N/2}$ liší jen hodnotou $\left(e^{-j\frac{2\pi}{N}}\right)^k$, zatímco transformace vektorů jsou stejné. Označíme-li závorky ve vztahu (6.5) jako $\hat{F}_k, \check{F}_k$, pak platí:

$$F_k = \hat{F}_k + \left(e^{-j\frac{2\pi}{N}}\right)^k \check{F}_k,\ F_{k+N/2} = \hat{F}_k - \left(e^{-j\frac{2\pi}{N}}\right)^k \check{F}_k \tag{6.9}$$

pro $k = 0, \ldots, (N/2)-1$. Uvedený postup se dá samozřejmě dále opakovat až do kroku, ve kterém budou vzorky ve skupinách po dvou. Výpočet diskrétní Fourierovy transformace podle definičního vztahu vyžaduje N^2 komplexních součinů a N^2 komplexních součtů. Rychlá Fourierova transformace vyžaduje jen $N / 2\log_2(N)$ komplexních součinů a $N\log_2(N)$ komplexních součtů. Některá násobení jsou navíc jen násobení jedničkou, tedy je není třeba provádět.[10]

6.4 Vlnková transformace

V současné době se prosazuje nový typ diskrétní transformace, tzv. vlnková transformace (Wavelet transform, WT). Odstraňuje nevýhodu všech metod časově-frekvenční analýzy založených na Fourierově transformaci, které používají harmonických, časově neomezených, bázových funkcí. Při Fourierově transformaci je zapotřebí velký počet harmonických složek pro vyjádření strmých přechodů v čase. Naproti tomu, bázovými funkcemi vlnkové transformace jsou časově omezené průběhy, tzv. vlnky, generované časovou dilatací z jediného vzorku. Vyjádření krátkodobých složek signálu, časově omezenými bázovými funkcemi, je snazší a vede k menšímu počtu aktivních složek ve spektru než v případě harmonických bázových funkcí. [8]

6.4.1 Spojitá vlnková transformace

Pro popis základních vlastností vlnkové transformace je nejlepší vyjít z pojmu spojité vlnkové transformace (CWT), která je definována jako: [8]

$$WT(\tau, s) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)^* \cdot \psi_{t,s}(t) \cdot dt \tag{6.10}$$

$$\psi_{t,s}(t) = \frac{1}{\sqrt{s}} \Psi\left(\frac{t-\tau}{s}\right), \tag{6.11}$$

kde: τ…… časové posunutí

s…… měřítko vlnky

Ψ…… Mateřská vlnka

$\Psi()$…… konkrétní vlnka

$X(t)$…….. analyzovaný signál

$WT(\tau,s)$.. vypočítané koeficienty

$*$…….. konvoluce

6.4.2 Diskrétní vlnková transformace

Pro získání diskrétní spektrální reprezentace (DWT) je nutné dvojdimenzionální spojitou transformaci vzorkovat. Používá se oktávové vzorkování, při němž jsou uzlové hodnoty parametrů určeny podle:

$$s = 2^p, \quad \tau = 2^p \cdot k \quad pro \quad p, k \in Z \tag{6.12}$$

$$\psi_{k,p}(t) = \frac{1}{\sqrt{2^p}} \Psi\left(\frac{t - 2^p k}{2^p}\right) = \frac{1}{\sqrt{2^p}} \Psi\left(2^{-p} t - k\right), \tag{6.13}$$

kde: τ..... časové posunutí

s..... měřítko vlnky

Ψ.....Mateřská vlnka

$\Psi()$.....konkrétní vlnka

Díky tomu je měřítko vzorkováno v oktávové posloupnosti, zatím co časová osa je rozdělená rovnoměrně. Lze dokázat, že vzorky spektra v takto stanovených bodech nesou úplnou informaci o zdrojovém signálu. Ten může být tedy dokonale rekonstruován na základě diskrétních koeficientů spektra. Hustota vzorkování spektrálních hodnot v čase se zmenšuje se vzrůstajícím měřítkem *s*. [8]

6.5 Metoda Matching Pursuit

U metody Matching Pursuit může být vygenerováno velké množství základních křivek (časové frekvenční atomy) změnou měřítka, překládáním, a frekvenčním posunem jednotlivých funkci *g*(*n*) (oken):

$$g_I(n) = \frac{1}{\sqrt{s}} g\left(\frac{n-l}{s}\right) e^{j\Theta n}, \tag{6.14}$$

kde: *n*.....diskrétní vzorek

s.....modul (doba trvání)

l.....časový posun

Θ.....frekvenční posun (normální úhlová frekvence)

V atomickém rozkládání je signál reprezentovaný jako suma časové - frekvenčních atomů s chybou $\varepsilon(n)$ a cílem techniky Matching Pursuit je vybrat si parametry atomů I_i a koeficienty c_i lineární expanze signálu za účelem optimálnímu přizpůsobení se struktuře signálu: [9]

$$x(n) = \sum_{i=0}^{M-1} c_i g_{I_i}(n) + \varepsilon(n), \tag{6.15}$$

kde: *n*.....diskrétní vzorek

c.....koeficienty lineární expanze signálu

I.....parametry atomů

ε..... chyba

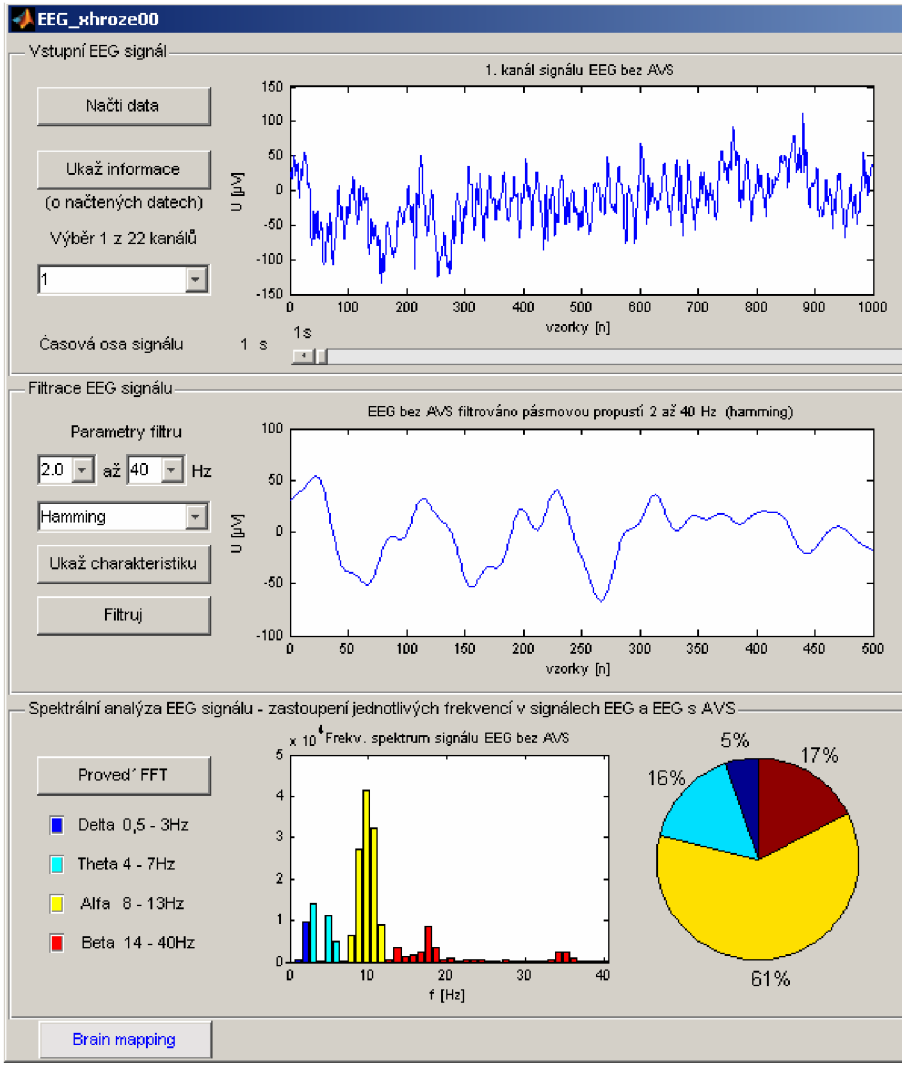
V této práci je využita filtrace signálu pásmovou propusti, realizovanou filtrem FIR, a frekvenční spektrální analýza pomocí algoritmu rychlé Fourierovy transformace.

7 PROGRAMOVÉ APLIKACE

Pro zpracování dat pořízených diagnostickým elektroencefalografem firmy Alien jsou dle zadání vytvořeny dvě programové aplikace. Tyto programové aplikace jsou vytvořeny pomocí nástroje GUI (Graphic User Interface) obsaženého v prostředí Matlab. Tato aplikace načítá data, pořízena diagnostickým systémem firmy Alien, do prostředí Matlab pomocí skriptu „read_alien.m“. Skript je získán z knihovny ÚBMI. Tento skript převádí datový formát „*.DAT“ do datového formátu čitelného pro prostředí Matlab.

7.1 Programová aplikace EEG_xhroze00

Programová aplikace EEG_xhroze00 je určena pro filtraci načtených dat a jejich frekvenční spektrální analýzu. Levá polovina spuštěné programové aplikace EEG_xhroze00 je vidět na Obr. 7.1. Pravá, nezobrazená polovina obsahuje vykreslené průběhy a grafy pro druhý EEG signál.



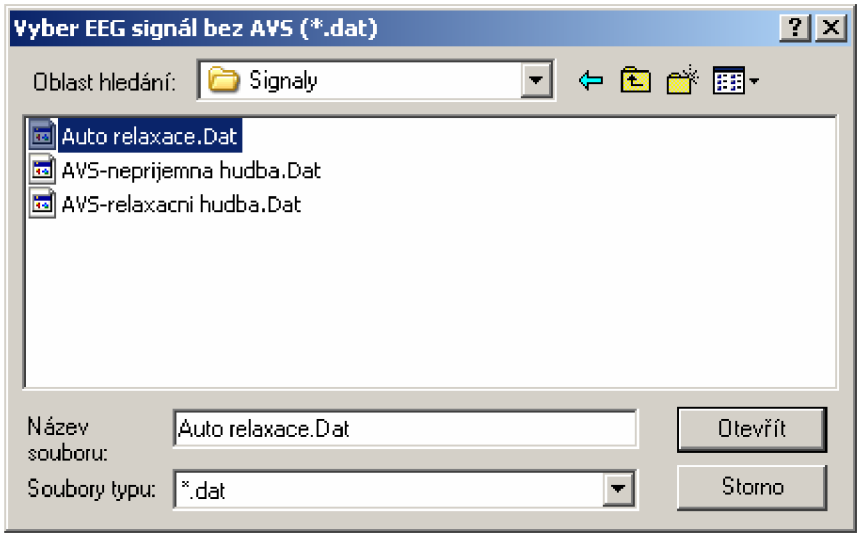
Obr. 7.1: Levá polovina programové aplikace EEG_xhroze00

Aplikace je rozdělena do tří následujících bloků:

- Vstupní EEG signál
- Filtrace EEG signálu
- Spektrální analýza EEG signálu

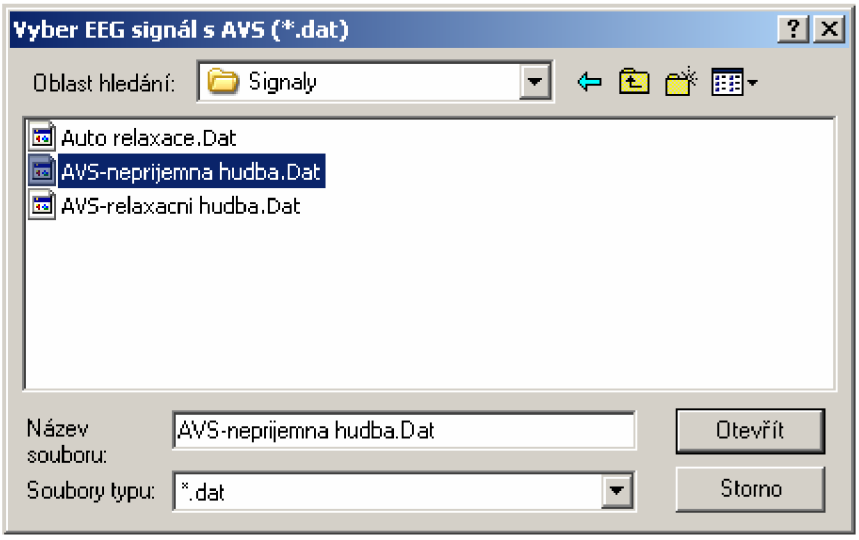
7.1.1 Vstupní EEG signál

Data určena k analýze načte uživatel stisknutím tlačítka „Načti data“. Stisknutím se otevře dialog pro načtení prvního EEG signálu bez AVS, viz Obr. 7.2.



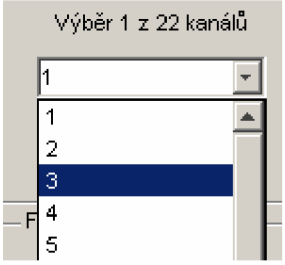
Obr. 7.2: Dialog pro načtení prvního EEG signálu bez AVS

Po načtení prvního signálu je uživatel vyzván k načtení druhého EEG signálu s AVS, viz Obr. 7.3.



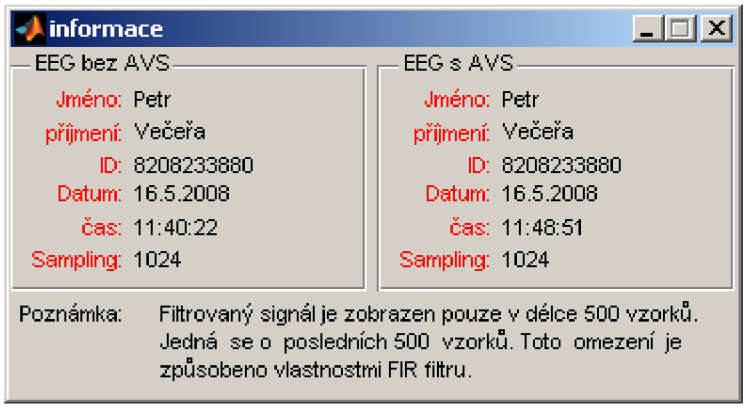
Obr. 7.3: Dialog pro načtení druhého EEG signálu s AVS

Po načtení dat zvolí uživatel pomocí popup menu kanál měřeného signálu, který chce zobrazit, viz Obr. 7.4.



Obr. 7.4: Výběr 1 z 22 kanálů

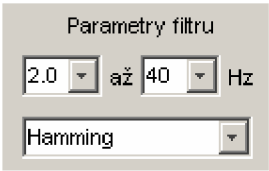
Tímto krokem se zobrazí první sekunda záznamu obou načtených signálů. Pomocí slideru pod grafy lze zobrazovat další sekundy záznamu. Poslední volbou v této sekci je zobrazení informací o načtených datech. Zobrazení se provede stisknutím tlačítka „Ukaž informace“, viz Obr. 7.5.



Obr. 7.5: Informace o načtených signálech

7.1.2 Filtrace EEG signálu

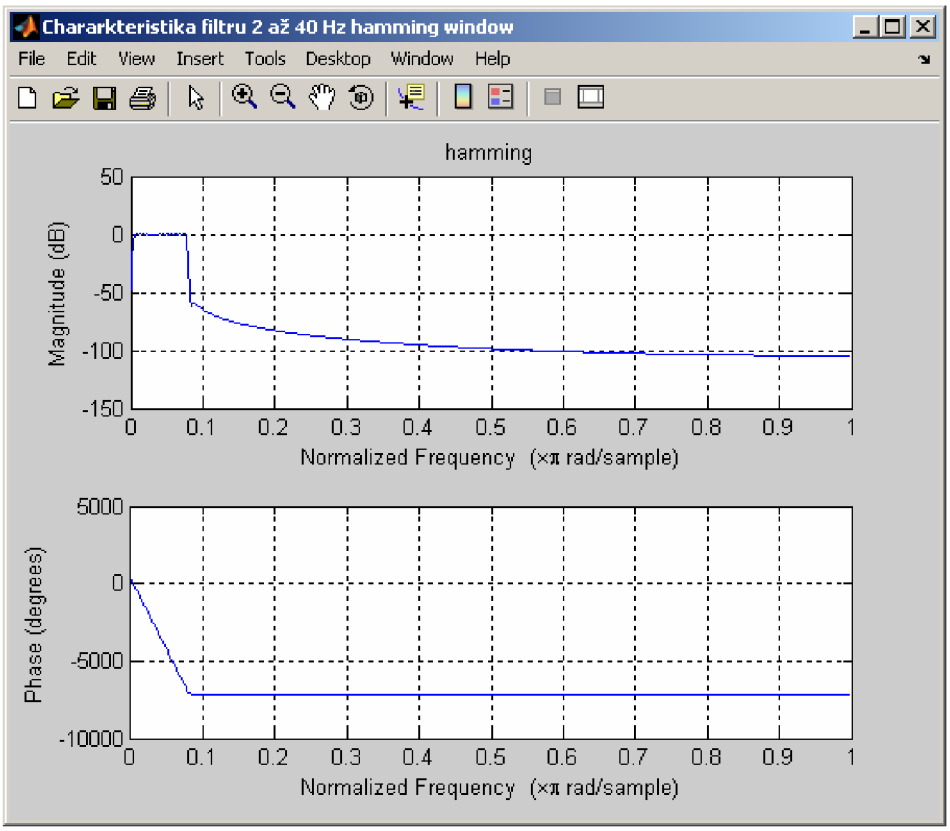
V tomto bloku lze volit parametry pásmové propusti. Dolní mezní kmitočet lze volit v rozsahu 0,1 Hz až 20Hz, defaultně je nastavena hodnota 0,1 Hz. Horní mezní kmitočet lze volit v rozsahu 10 Hz až 40 Hz, defaultně je nastavena hodnota 40Hz. K dispozici je 8 oken filtru a to: Hamming, Chebwin, Blackman, Flattopwin, Gausswin, Hann, Kaisser, Tukey, viz Obr. 7.6.



Obr. 7.6: Parametry filtru

Volbou „Ukaž charakteristiku“, je zobrazena frekvenční charakteristika filtru, viz Obr. 7.7. Tlačítkem „Filtruj“ se provede filtrace signálů a vyfiltrované signály se zobrazí. Filtrace signálu je realizována pomocí

uživatelem zvolených parametrů filtru FIR a s délkou okna n = 1024 vzorků. Vzhledem k vlastnostem použitého FIR filtru je zobrazeno jen 500 posledních z 1024 vzorků signálu.

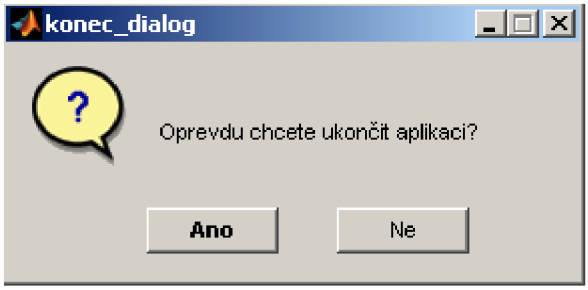


Obr. 7.7: Frekvenční charakteristiky filtru

7.1.3 Spektrální analýza EEG signálu

Stisknutím tlačítka „Proveď FFT“ se provede algoritmus rychlé Fourierovy transformace s délkou okna n = 1024 vzorků filtrovaného signálu. Následně se vykreslí spektrogramy s četností jednotlivých frekvencí a koláčové grafy s procentuelním vyjádřením zastoupení jednotlivých hladin mozkové aktivity.

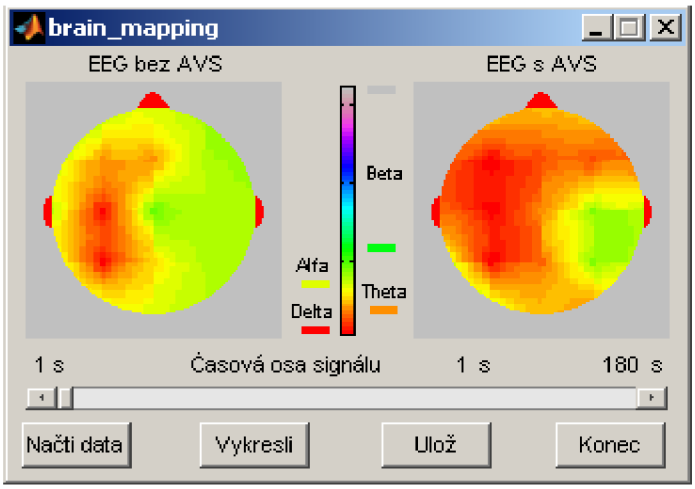
Nyní lze stisknutím tlačítka „Brain mapping“ spustit aplikaci brain_maping pro mapování mozkové aktivity nebo stiskem tlačítka „Konec“ a potvrzením dialogu na Obr. 7.8 ukončit aplikaci.



Obr. 7.8: Dialog pro ukončení aplikace

7.2 Programová aplikace brain_mapping

Programová aplikace brain_mapping je určena pro mapování mozkové aktivity, které je realizováno výpočtem ze signálu EEG. Spuštěná aplikace je vidět na Obr. 7.9.



Obr. 7.9: Uživatelská aplikace brain_mapping

Načtení analyzovaných dat je stejné jako v programové aplikaci EEG_xhroze00, viz kapitola 7.1.1 Obr. 7.2 a Obr. 7.3. Volbou „Vykresli“ se vykreslí mozková aktivita první sekundy záznamu. Pomocí slideru lze zobrazit další sekundy záznamu. Na časové ose signálu se zobrazuje údaj o právě zobrazované sekundě signálu.

Vykreslení mozkové aktivity je realizováno jako výpočet FFT z 1024 vzorků záznamu (1s), ze signálu EEG filtrovaného pásmovou propustí 2 až 40Hz. Pro každý kanál je určena dominantní frekvence obsažena v záznamu (frekvence s maximální četností) a hodnoty jsou uloženy do vektoru maximálních hodnot. Pro snímání EEG bylo využito zapojení devatenácti snímacích elektrod systému „10 – 20“. Mapa mozkové aktivity je obrazová matice o rozměru 64x64 bodů. Konstrukce obrazové matice je realizována zdrojovým kódem aplikace, viz „brain_mapping.m“, ale pro názornost je uveden zjednodušený popis algoritmu korespondující s Obr. 7.10.

a) Z vektoru maximálních hodnot jsou červeným bodům přiřazeny hodnoty odpovídající skutečnému rozložení elektrod příslušného kanálu.

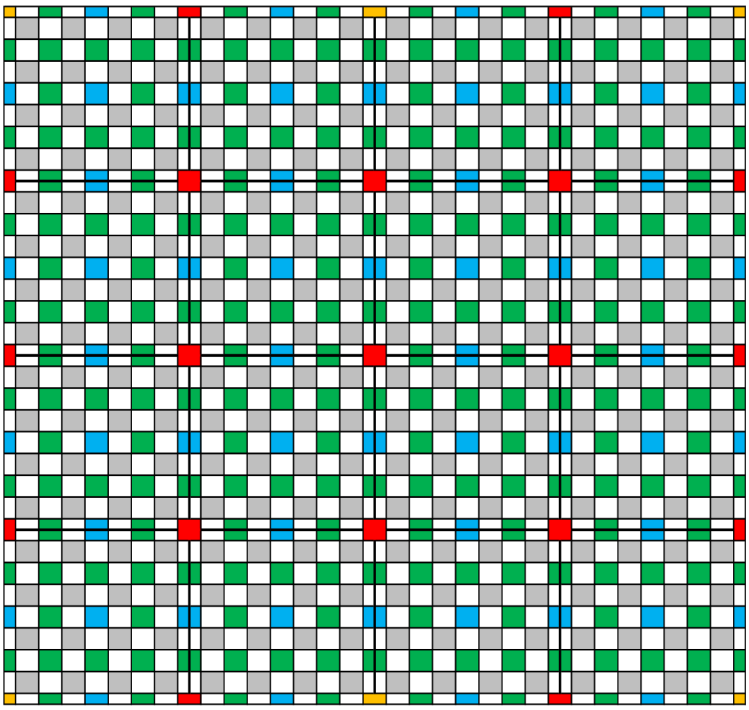
b) Pro další výpočet je třeba vypočítat hodnoty oranžových bodů. Hodnota oranžových bodů je realizována jako výpočet aritmetických průměrů sousedních červených bodů.

c) Hodnoty modrých bodů jsou vypočteny jako aritmetický průměr sousedních červených a oranžových bodů.

d) Hodnoty zelených bodů jsou vypočteny jako aritmetický průměr sousedních červených, oranžových a modrých bodů.

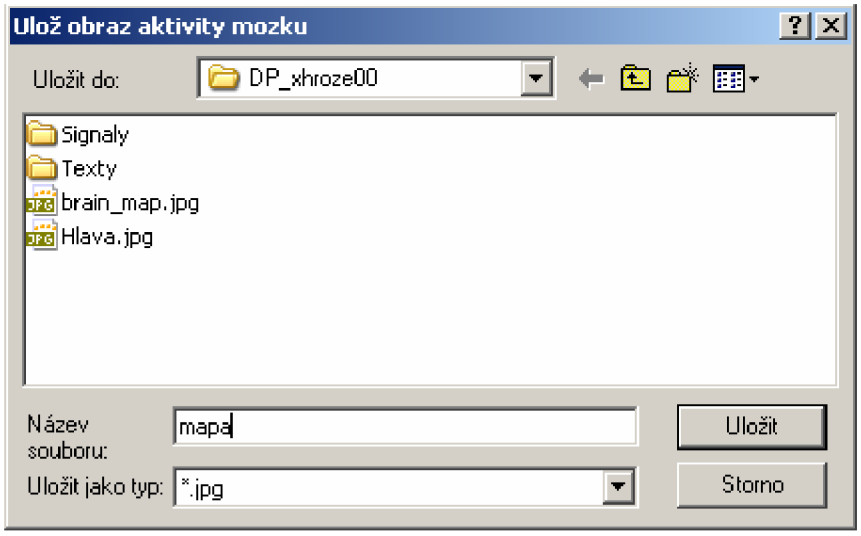
e) Hodnoty šedých bodů jsou vypočteny jako aritmetický průměr sousedních červených, oranžových, modrých a zelených bodů.

f) Hodnoty bílých bodů jsou vypočteny jako aritmetický průměr sousedních červených, oranžových, modrých, zelených a šedých bodů.

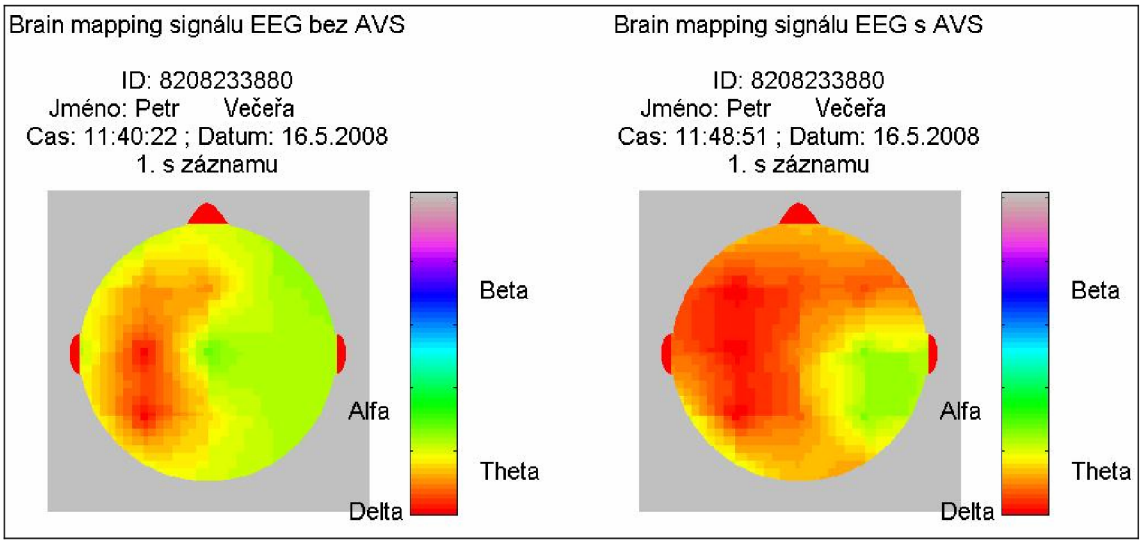


Obr. 7.10: Obrazová matice mapování mozkové aktivity

Stiskem tlačítka „Ulož“ je uživatel vyzván, pomocí dialogu na Obr. 7.11, k uložení aktuálních map mozkových aktivit a příslušných informací, jako obrazu ve formátu *.jpg. Příklad uloženého obrazu je vidět na Obr. 7.12. Volbou „Konec“ je aplikace ukončena identicky s kapitolou 7.1.3 a Obr. 7.8.



Obr. 7.11: Dialog pro uložení obrazu mozkové aktivity



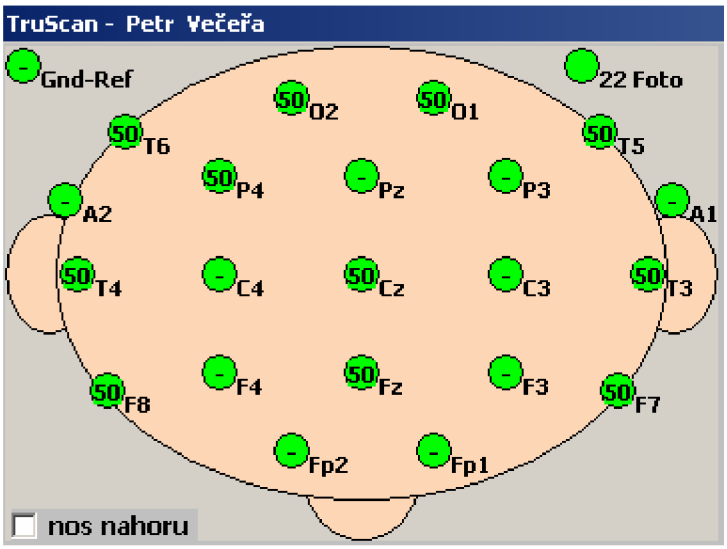
Obr. 7.12: Uložený obraz mozkové aktivity

8 PROTOKOL MĚŘENÍ

Cílem diplomové práce je navrhnout protokol měření s použitím plnohodnotné audiovizuální stimulace. Z bezpečnostních důvodů ale není možno realizovat měření se stimulační fotolampou, která by svými záblesky mohla u měřeného jedince vyvolat epileptický záchvat. Proto by v takovém případě byla nutná přítomnost lékaře. Pro vyvarování se možných komplikací je použita jen audio stimulace sluchu. Tato stimulace je realizována jako poslech relaxační hudby pro navození příjemné nálady a také jako poslech hudby pro pacienta nepříjemné. Dle instrukcí vedoucí práce bylo provedeno vzorové měření jedné osoby. Vlastní protokol měření je popsán v následujícím textu rozděleném do kapitol.

8.1 Příprava měření

Měření probíhá na EEG diagnostickém přístroji firmy Alien. Pacient je vyzván, aby se pohodlně usadil do vyšetřovacího křesla, a je dotázán na hudbu, kterou považuje za relaxační a na hudební styl, který je mu nepříjemný. Nyní jsou přiloženy měřící elektrody. Pro měření se používá elektrodová čepice s devatenácti elektrodami a dvě referenční ušní elektrody připevněné na pravý a levý ušní lalůček. Nasazení elektrodové čepice a ušních elektrod je jednoduché. Časově o něco náročnější je aplikace elektrovodného gelu dovnitř každé z devatenácti elektrod, za pomoci injekční stříkačky s tupou jehlou. Nyní se pomocí pacientského kabelu propojí elektrodová čepice a dvojice ušních elektrod s prostřední měřící jednotkou (ze tří uchycených v držáku), viz Obr. 3.8. Dále je spuštěn program „TruScan“ firmy Alien pro záznam EEG signálu. Vytvoří se nový účet s údaji o pacientovi. Frekvence vzorkování se nastaví na 1024Hz a zvolí se systém měření „10 – 20“. Pokud mají všechny zobrazené elektrody, dle vizualizované mapky v levém horním rohu programu, zelenou barvu, tak lze začít měřit, viz Obr. 8.1. V jiném případě je nutné kontakt elektrod upravit.



Obr. 8.1: Vizualizace kontaktu elektrod [12]

8.2 Měření

Postup pro pořízení EEG záznamu s audio stimulací a bez audio stimulace je následující:

- Pacient je požádán, aby zavřel oči a snažil se relaxovat. Stiskem tlačítka „Natáčení“ započne záznam signálu EEG. Pacient je průběžně informován o úkonech během vyšetření. Tím se eliminuje vliv pacientovi nervozity na pořizovaný záznam. Po třech minutách je natáčení signálu EEG ukončeno stisknutím tlačítka „Stop“.
- V dalším kroku je postup identický jen je pacientovi v průběhu natáčení signálu EEG pouštěna nepříjemná hudba.
- V posledním kroku je postup totožný s druhým bodem. Hudba je ale v tomto případě relaxační.

Pro další použití se naměřená data v programové aplikaci firmy Alien musí exportovat do programové aplikace EEG_xhroze00. To provedeme spuštěním programu „EEG32 popis“ a naměřená data uložíme na flash disk, ze kterého načteme data do aplikace EEG_xhroze00, viz kapitola 7.1.1.

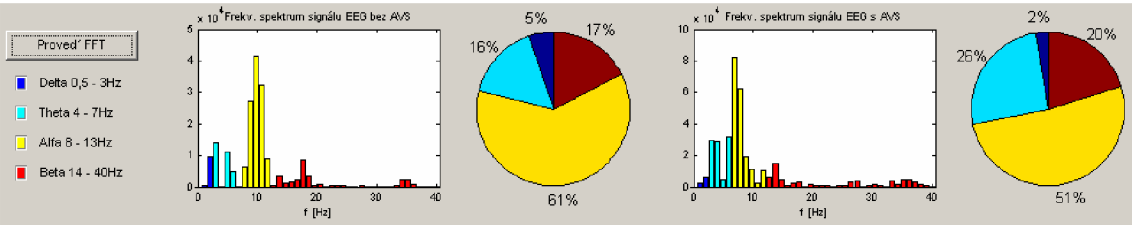
8.3 Analýza naměřených dat

V rámci diplomové práce bylo provedeno jedno vzorové měření. Výsledkem toho měření jsou 3 datové soubory: „Auto-relaxace.DAT“, „AVS-neprijemna hudba.DAT“ a „AVS-relaxacni hudba.DAT“. Analýza těchto naměřených dat, která jsou uložena na CD přiloženém v diplomové práci, je provedena v programové aplikaci EEG_xhroze00 a v programové aplikaci brain_mapping. Ovládání obou aplikací viz kapitola 7.

Pro názornost jsou uvedeny výsledky frekvenční spektrální analýzy prvního měřícího kanálu, EEG záznamu o délce jedné sekundy, pořízeného při auto-relaxaci pacienta, při poslechu nepříjemné hudby a poslechu relaxační hudby.

8.3.1 Frekvenční spektrální analýza

Na Obr. 8.2 je znázorněno srovnání výsledku frekvenční spektrální analýzy EEG záznamu při auto-relaxaci a poslechu nepříjemné hudby.



Obr. 8.2: Výsledek spektrální analýzy 1

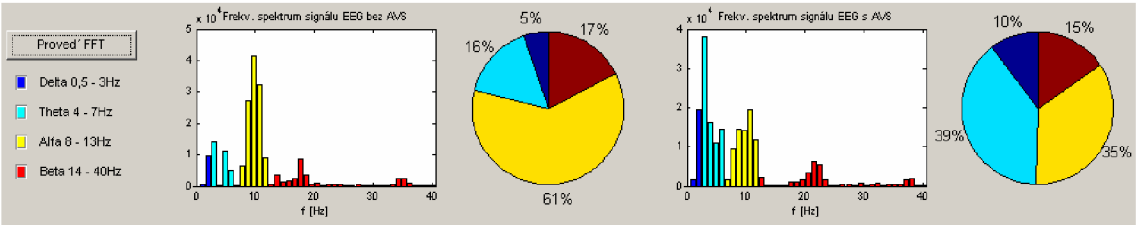
V levé polovině **Obr. 8.2** je vidět, v první sekundě prvního měřícího kanálu EEG záznamu pořízeného při auto-relaxaci, zastoupení hladin:

- Delta.... 5 %
- Theta... 16 %
- Alfa..... 61 %
- Beta..... 17 %.

V pravé Obr. 8.2 je vidět, v první sekundě prvního měřícího kanálu EEG záznamu pořízeného při poslechu nepříjemné hudby, zastoupení hladin:

- Delta.... 2 %
- Theta... 26 %
- Alfa..... 51 %
- Beta..... 20 %.

Na **Obr. 8.3** je znázorněno srovnání výsledku frekvenční spektrální analýzy EEG záznamu při auto-relaxaci a poslechu relaxační hudby.



Obr. 8.3: Výsledek spektrální analýzy 2

V levé polovině **Obr. 8.3** je vidět, v první sekundě prvního měřícího kanálu EEG záznamu pořízeného při auto-relaxaci, zastoupení hladin:

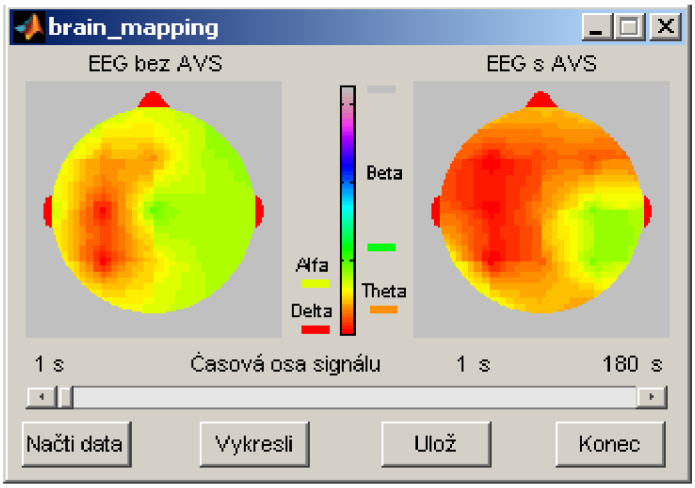
- Delta.... 5 %
- Theta... 16 %
- Alfa..... 61 %
- Beta..... 17 %.

V pravé Obr. 8.3 je vidět, v první sekundě prvního měřícího kanálu EEG záznamu pořízeného při poslechu relaxační hudby, zastoupení hladin:

- Delta.... 10 %
- Theta... 39 %
- Alfa..... 35 %
- Beta..... 15 %.

8.3.2 Mapování mozkové aktivity

Na Obr. 8.4 je znázorněno srovnání výsledků mapování mozkové aktivity EEG záznamu při auto-relaxaci a poslechu nepříjemné hudby.

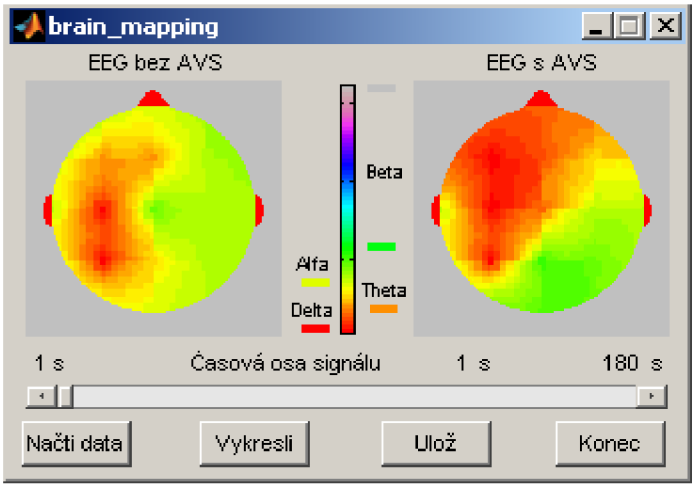


Obr. 8.4: Výsledek mapování mozkové aktivity 1

V levé polovině **Obr. 8.4** je vidět, že v první sekundě prvního měřícího kanálu EEG záznamu, pořízeného při auto-relaxaci, převládá v levé části mozku hladina theta a v pravé části mozku hladina alfa.

V pravé polovině Obr. 8.4 je vidět, že v první sekundě prvního měřícího kanálu EEG záznamu, pořízeného při poslechu nepříjemné hudby, převládá v mozku hladina delta a hladina theta.

Na Obr. 8.5 je znázorněno srovnání výsledku mapování mozkové aktivity EEG záznamu při auto-relaxaci a poslechu relaxační hudby.



Obr. 8.5: Výsledek mapování mozkové aktivity 2

V levé polovině **Obr. 8.5** je vidět, že v první sekundě prvního měřícího kanálu EEG záznamu, pořízeného při auto-relaxaci, převládá v levé části mozku hladina theta a v pravé části mozku hladina alfa.

V pravé polovině Obr. 8.5 je vidět, že v první sekundě prvního měřícího kanálu EEG záznamu, pořízeného při poslechu relaxační hudby, převládá v přední levé části hladina delta a theta a v zadní levé části hladina alfa.

8.4 Vyhodnocení

Reprezentace analytických výsledků je všeobecně obtížnou záležitostí, která vyžaduje heuristický přístup. V tomto případě lze tedy usuzovat jen na určité změny v analyzovaných signálech bez audio stimulace a s audio stimulací. Pro analýzu signálů jsou využity programové aplikace EEG_xhroze00 a brain_mapping, které poskytují informace o dominantních frekvencích a pohled na topografii mozkových aktivit analyzovaných signálů.

9 ZÁVĚR

Závěrem nejprve zhodnocení přínosu diplomové práce. V rámci této práce je možné se seznámit s teorií týkající se problematiky pořizování elektroencefalogramu, s teorií audiovizuální stimulace a s teorií biologické zpětné vazby, a také je možné se seznámit s metodami předzpracování a následné frekvenční spektrální analýzy naměřených EEG dat, viz kapitola 6.

V praktické části diplomové práce jsou realizovány dvě programové aplikace, viz kapitola 7. Programová aplikace EEG_xhroze00 provádí filtraci a frekvenční spektrální analýzu naměřených EEG dat. Filtrace je uskutečněna pásmovou propustí realizovanou filtrem s konečnou impulsní charakteristikou. Frekvenční spektrální analýza je pak realizována algoritmem rychlé Fourierovy transformace. Programová aplikace brain_mapping realizuje výpočet mapování mozkové aktivity z naměřených dat dle navrženého algoritmu.

Podle zadání diplomové práce byl sestaven protokol měření, který je popsán v kapitole 8. Z bezpečnostních důvodů nemohla být realizována plnohodnotná audiovizuální stimulace. Kvůli možným rizikům navození epileptického záchvatu, by byla nutná přítomnost lékaře. Proto je v protokolu měření použita jen audio stimulace realizovaná poslechem hudby. Dle navrženého protokolu bylo provedeno vzorové měření a pro ilustraci analyzována první sekunda naměřených EEG dat, viz kapitola 8.3.

Součástí diplomové práce je přiložené CD, které obsahuje kompletní programovou aplikaci EEG_xhroze00 a brain_mapping, naměřená data a elektronický text diplomové práce.

Použitá literatura:

[1] AKAY, Metin. *Biomedical engineering*: Volume 2. Hoboken: John Wiley and Sons, 2006.

[2] GERLA, Václav. *Úvod do EEG - významné frekvence, grafoelementy* [online]. [2003] [cit. 2007-03-19]. Dostupný z WWW: <http://zivotni-energie.cz/uvod-do-eeg-vyznamne-frekvence-grafoelementy.html>.

[3] GERLA, Václav. *EEG Artefakty a jejich rozdělení* [online]. [2003] [cit. 2007-03-19]. Dostupný z WWW: <http://zivotni-energie.cz/novorozenecke-eeg-spankove-faze-novorozencu.html>.

[4] GERLA, Václav. *Novorozenecké EEG, spánkové fáze novorozenců* [online]. [2003] [cit. 2007-03-19]. Dostupný z WWW: <http://zivotni-energie.cz/novorozenecke-eeg-spankove-faze-novorozencu.html>.

[5] GERLA, Václav. *EEG Biofeedback a jeho hlavní použití* [online]. [2003] [cit. 2007-03-19]. Dostupný z WWW: <http://zivotni-energie.cz/eeg-biofeedback-a-jeho-hlavni-pouziti.html>.

[6] VALUCH, Jan. *Psychowalkmany a základní princip jejich funkce* [online]. [2003] [cit. 2007-03-19]. Dostupný z WWW: <http://zivotni-energie.cz/psychowalkmany-a-zakladni-princip-jejich-funkce.html>.

[7] VALUCH, Jan. *Neurotechnologie, mozek a souvislosti*, Gradior Galaxy 1997

[8] JAN, Jiří. Číslicová filtrace, analýza a restaurace signálů, Brno, VUTIUM, 2002

[9] HASSAN, Sayed. *TIME-FREQUENCY DECOMPOSITION OF PCG SIGNAL* [online]. 2006 [cit. 2007-05-09]. Dostupný z WWW: <http://www.urel.feec.vutbr.cz/ra2007/archive/ra2003/papers/154.pdf>.

[10] *Diskrétní Fourierova transformace* [online]. 2003 [cit. 2007-05-09]. Dostupný z WWW: <http://apfyz.upol.cz/ucebnice/down/mini/fourtrans.pdf>.

[11] KEMP, Bob, et al. *European Data Format* [online]. 2003 [cit. 2008-02-12]. Dostupný z WWW: <http://www.edfplus.info/specs/edftexts.html>.

[12] ALIEN [online]. 2000 [cit. 2008-02-14]. Dostupný z WWW: <http://www.alien.cz/>.

[13] ROZMAN, Jiří, et al. *Elektronické přístroje v lékařství*. 2006. vyd. Praha: Academia, 2006. 408 s. ISBN 80-200-1308-3.

[14] *Číslicové filtry* [online]. 2008 [cit. 2008-05-08]. Dostupný z WWW: <http://www.rss.tul.cz/download/cms/11_cisfiltry.pdf>