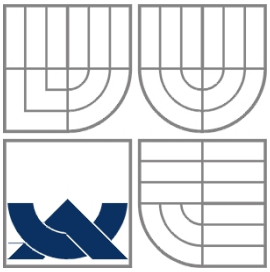
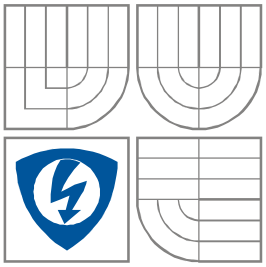


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

BIOFEEDBACK A JEHO POUŽITÍ

BIOFEEDBACK AND ITS PRACTICAL USE

DIPLOMOVÁ PRÁCE
MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE — Bc. Jiří Dvořák
AUTHOR

VEDOUCÍ PRÁCE — Ing. Vratislav ČMIEL
SUPERVISOR

BRNO, 2009

LICENČNÍ SMLOUVA
POSKYTOVANÁ K VÝKONU PRÁVA UŽÍT ŠKOLNÍ DÍLO

uzavřená mezi smluvními stranami:

1. Pan/paní

Jméno a příjmení:	Jiří Dvořák
Bytem:	Příční 2313, Karviná, 734 01
Narozen/a (datum a místo):	20. prosince 1984 v Karviné

(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:	Biofeedback a jeho použití
Vedoucí/ školitel VŠKP:	Ing. Vratislav Čmiel
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: 29. května 2009

……..	……
Nabyvatel	Autor

KLÍČOVÁ SLOVA:

akční potenciál, alfa rytmus, artefakty, beta rytmus, bioelektrické signály, EEG biolologická zpětná vazba, Biopac, bipolární svody, časově - frekvenční analýza, číslicová filtrace, delta rytmus, efektivita terapie za pomoci biologické zpětné vazby, elektroencefalografie, frekvenční pásmo, hyperaktivní poruchy pozornosti s impulzivitou, hyperkinetické poruchy, individuální výkonové spektrum, LabView, lehké mozkové dysfunkce, mozková aktivita, MP35 akviziční jednotka, NI USB-6221, poruchy pozornosti bez impulzivity, senzomotorický rytmus, specifické poruchy učení, terapie, theta rytmus, tréninkové hry

KEYWORDS:

action potential, alpha rhythm, artefacts, beta rhythm, bioelectric signals, EEG biofeedback, Biopac, bipolar recording, time-frequency analysis, digital filtering , delta rhythm, efficiency of biofeedback therapy, electroencephalography, frequency band, attention deficit hyperactivity disorders, hyperkinetic disorders, discrete power spectrum, LabView, minimal brain dysfunction, brain activity, MP35 acquisition unit, NI USB-6221, attention deficit disorders , sensomotor rhythm, specific learning disabilities, therapy, theta rhythm, training games

ABSTRAKT:

Cílem práce je popsat obecné typy biologické zpětné vazby užívané k terapeutické léčbě některých psychosomatických nemocí. Popis se následně zaměřuje zejména na nápravu lehkých mozkových dysfunkcí pomocí EEG biologické zpětné vazby. Konkretizují se vlastnosti a technické požadavky na tuto terapii, jejíž názorný princip v závěru práce prezentuje aplikace EEG biofeedback, navržená ve vývojovém prostředí LabView 7.1 s pomocí přístrojového vybavení MP35 a NI USB-6221.

ABSTRACT:

The aim of this work is describe common methods of biological feedback therapy that is used to treat some psychosomatic diseases. Subsequently, the description is focused on minimal brain dysfunction treatment by the help of EEG biofeedback. Properties and technical requirements for this therapy are concretized. The last part of this thesis is dedicated to the design and realization of practical software tool for EEG biofeedback therapy which is made in LabView 7.1. The M535 acquisition unit and NI USB-6221 measuring device are used for hardware solution.

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE:

DVOŘÁK, J. *Biofeedback a jeho použití.* Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2009. 56 s., 6 příl., Vedoucí diplomové práce Ing. Vratislav Čmiel.

Prohlášení

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma Biofeedback a jeho použití 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 29. května 2009 .....
podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu diplomové práce Ing. Vratislavu Čmielovi za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc při zpracování mé diplomové práce. Zvláštní poděkování patří též Paed.Dr Daniele Zavřelové a Mgr. Janě Pačinkové z terapeutického centra AWA za cenné rady ohledně terapeuticko-psychologických aspektů problematiky EEG biofeedbacku.

V Brně dne 29. května 2009 .....
podpis autora

OBSAH

1. Úvod ... 6
2. Lidské tělo jako zdroj bioelektrických signálů ... 7
   2.1 Klidový potenciál, akční potenciál a jeho šíření ... 7
   2.2 Elektroencefalografie (EEG) ... 9
   2.3 Rytmy EEG ... 11
   2.4 Parametry a artefakty bioelektrických signálů ... 13
3. Biofeedback ... 15
   3.1 EMG biofeedback ... 16
   3.2 EKG (tepový) biofeedback, tlakový biofeedback ... 17
   3.3 EEG biofeedback ... 18
   3.4 Ostatní typy biofeedbacku ... 20
4. Lehké mozkové dysfunkce a jejich terapie pomocí EEG biofeedbacku ... 21
5. EEG biofeedback terapie ... 24
   5.1 Historie ... 24
   5.2 Praktický náhled na EEG biofeedback terapii ... 25
6. Vlastní praktické řešení EEG biofeedback terapie ... 27
   6.1 Hardwarová část řešení ... 27
   6.2 Číslicová filtrace ... 33
   6.3 Časově - frekvenční analýza ... 35
   6.4 Návrh zpětné vazby ... 37
   6.5 Softwarová část řešení ... 40
      6.5.1 LabView ... 40
      6.5.2 Popis aplikace ... 41
      6.5.3 Obsluha aplikace ... 46
      6.5.4 Tréninkové hry ... 46
7. Diskutabilita efektivity EEG biofeedback terapie ... 49
8. Závěr ... 51

1. ÚVOD

Lidský organismus a všechny jeho pochody jsou neustále udržovány v rovnováze pomocí biologických zpětných vazeb (dále jen BZV). Aktuální činnost tělesných orgánů a stav systémů je snímán vnitřními receptory, které danou informaci přenáší do centrálního nervového systému (CNS). Ten na základě vyhodnocení této informace generuje zpětné řídící signály a udržuje jimi příslušný systém v jistých mezích. CNS tak udržuje například krevní tlak, tepovou frekvenci, prokrvení jednotlivých orgánů, činnost mozku a konečně také činnost sebe sama. Je to mechanismus, kterým život udržuje sám sebe živým. Zpětná vazba je informace, kterou dostává každý živý organizmus o výsledcích svého vlastního chování. Tento přirozený proces probíhá nepřetržitě, spontánně a námi neuvědoměle. I přesto však někdy nedosahuje vnitřní autoregulace biologického systému stoprocentní efektivnosti.

Naši populaci trápí při současném „uspěchaném“ stylu života celá řada civilizačních chorob, majících své projevy jak ve fyzickém aspektu života, tak hlavně v psychickém rozpoložení. Přibývá nejen dysfunkcí tělesných (bolesti zad, bolesti hlavy, zvýšený krevní tlak, …), ale také problémů psychického rázu (stres, poruchy soustředění, deprese, poruchy spánku atd.). Až donedávna byly tyto patologické projevy celkového stavu organismu řešeny klasickou lékařskou cestou a to za pomoci léků. Teprve až výzkum v oblasti autoregulačních zpětných vazeb ukázal, že jistá možnost se skrývá právě ve schopnosti měnit tyto biologické zpětné vazby, vylepšovat je a učit je novým poznatkům. Využívá se při tom faktu, že udavatelem BZV je lidský mozek a ten má také schopnost tzv. neuroplasticity. Neuroplasticita CNS je schopnost stále se přizpůsobovat jeho potřebám, v jistých mezích si vytvářet nové prvky a vyvíjet nová spojení. Hypotéza zní následovně: pokud není biologický systém schopen sám odhalit chybu ve své autoregulaci a upravit tak svůj vnitřní chod, dá se tato informace podat systému „externě“ a provede i pak systém potřebnou opravu? Zachová se systém z hlediska autoregulace stejně, dostane-li informaci o své chybné činnosti o úroveň výš, z jiného signalizačního prvku, přemostěním přes daný receptor? Řada výzkumů probíhajících zhruba od poloviny dvacátého století ukázala, že tomu tak je. Vznikla tak celá teorie, která přesouvá léčbu výše zmíněných poruch z oblasti klasické medicíny do pole terapeutického lékařství. Pro tuto metodu externí biologické zpětné vazby se vžil z angličtiny přejatý název *BIOFEEDBACK*.

Náplní této diplomové práce je proto co nejpodrobnější seznámení se s pojmem biofeedback a obecné popsání principů jednotlivých jeho typů, lišících se dle snímaného/upravovaného biologického signálu. Jeden z těchto typů je následně rozebrán podrobněji a věnuje se mu zbylá část práce. Tímto druhem je EEG biofeedback čili biologická zpětná vazba upravující bioelektrické projevy činnosti mozku. Metoda je založená na elektroencefalografii neboli vědě o snímání, zpracování a v první řadě vyhodnocování signálů vznikajících v šedé kůře mozkové. Krátce je rozebrán i současný stav na poli vývoje terapeutických metod pracujících na daném principu, dále oblasti jejich využití a také základní údaje a požadavky na vybavení pracovišť poskytujících EEG biofeedback terapii. Na získané a setříděné znalosti nakonec navazuje vlastní návrh softwarového řešení počítačové aplikace pro terapeutická sezení EEG biofeedback tréninku (dále jen EBFT).

2. LIDSKÉ TĚLO JAKO ZDROJ BIOELEKTRICKÝCH SIGNÁLŮ

Lidské tělo se stejně jako těla všech živých tvorů projevuje navenek elektricky. Lze jej chápat jako zdroj elektrických signálů, anebo lépe vyjádřeno jako zdroj bioelektrických signálů (dále jen BES), neboť tyto signály vznikají v živém organizmu jakožto důsledek biologických procesů. Tyto bioelektrické projevy organismu můžeme snímat z povrchu těla, analyzovat je podle mnoha jejich parametrů a dělit je do různých skupin. Jeden popis je ale pro všechny signály lidského těla společný: žádný z biosignálů nemůže být čistě periodický. Nenesl by žádnou informaci a jeho diagnostická hodnota by byla téměř nulová. Biosignály jsou obecně chápány jako veličiny proměnné v čase a vždy se jedná o směs deterministického a stochastického signálu. Jinak řečeno je průběh signálu tvořen z části dle určitých pevně daných vztahů uvažujících i předchozí hodnoty (stavy) a z části se uplatňuje náhodná složka. V některých případech se nativní biosignál opakuje v čase alespoň přibližně, má tedy repetiční charakter (např. EKG). Jednotlivé repetice nezachovávají konstantní vzdálenost (nejsou ekvidistantní), proto tento typ spadá do množiny kvaziperiodických signálů. Existují také signály jednorázové, u kterých se jedná především o průběhy přechodné a pomíjející. Projevují se např. u buněk a jsou vyvolané převážně elektrickým podnětem či evokovanými potenciály.

Živé objekty se projevují ještě dalšími dvěma typy signálů. Projev biologického původu může mít kromě elektrického charakteru také charakter mechanický či chemický. Mechanické typy signálů jsou kupříkladu zvuky doprovázející činnost srdečních chlopní, sípání během nádechu při patologickém stavu dýchací soustavy apod. U chemického projevu lze zmínit třeba změnu koncentrace krevních plynů O_2 nebo CO_2. Tato semestrální práce se však zabývá zpracováním elektrických projevů organismu, a proto bude v jejich dalších částech na tělo nahlíženo pouze jako na zdroj bioelektrický.

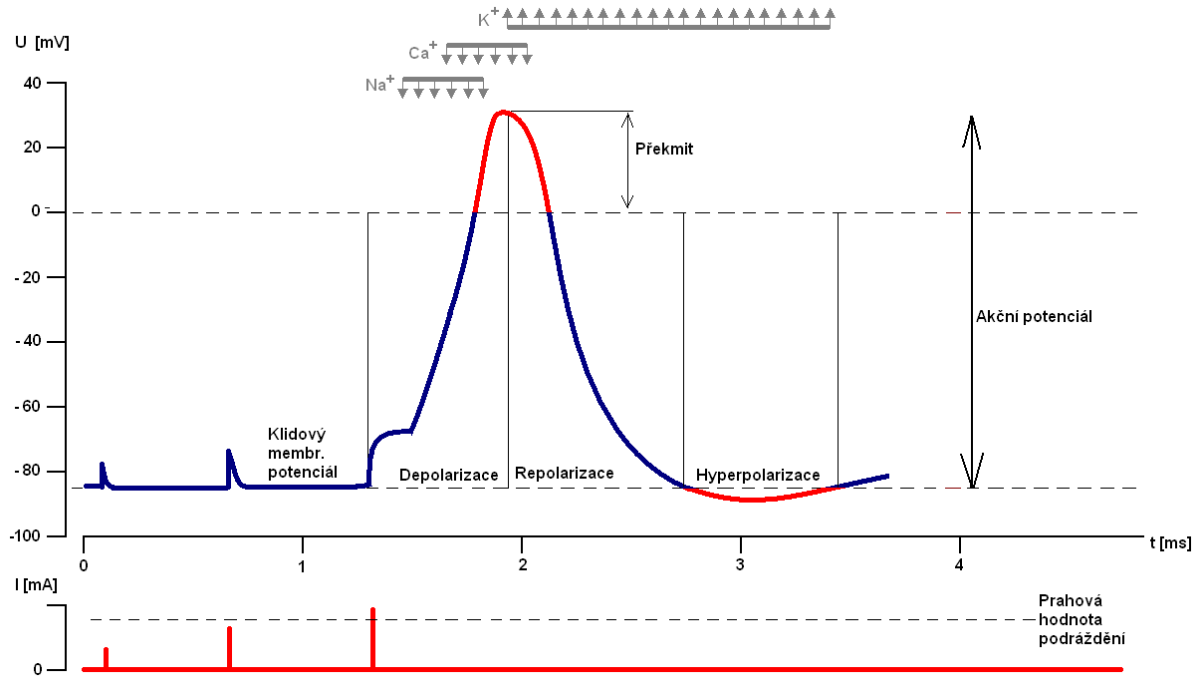
2.1 Klidový potenciál, akční potenciál a jeho šíření

Máme-li analyzovat bioelektrické projevy tělesných pochodů k vytvoření zpětné vazby, je vhodné si nejprve objasnit mechanismy jejich vzniku a způsob, jakým se tyto signály šíří od samotného zdroje až po kůži, resp. místo jejich snímání. Výklad bioelektrických jevů je třeba popisovat na buněčné úrovni, neboť vše začíná právě v buňce. Jedná se o základní stavební částici živé organické hmoty, jejíž hranice je tvořena lipoproteinovou membránou[1], která je dobrým elektrickým izolátorem. Prostor uvnitř buňky tvořen cytoplazmou společně se všemi prvky vnitřní struktury (tzv. organelami) označujeme jako intracelulární prostředí (dále jen ICP). Protipólem je pak extracelulární prostředí (dále jen ECP) čili vše vně buňky. ICP a ECP je charakterizováno určitým napěťovým potenciálem, odpovídajícím aktuálnímu počtu iontů v ICP a ECP obsažených (nejvíce kationty Na^+, Ca^{++}, K^+ a aniont Cl^-). Potenciály obou prostředí bývají v klidovém stavu odlišné a to vlivem procesu sodíko-draslíkové pumpy. Ten způsobuje, že kationty sodíku jsou pumpovány z buňky ven, a to rychlejším tempem než jakým se dovnitř vtahují ionty draslíku. To se děje přes tzv. buněčné kanály (póry). Výsledkem je mnohem větší koncentrace Na^+, Ca^{++}, Cl^- zvenčí buňky a menší koncentrace K^+ uvnitř. Uvažováním přírůstku všech iontů převládá v ICP zápornější a v EXP pozitivnější celkový náboj, což mezi oběma prostředími vytváří rozdíl potenciálů - tzv. membránový

[1] Obal buňky tvořený molekulami bílkovin a z části molekulami organických látek odvozených od vyšších mastných kyselin.

klidový potenciál. Svou velikostí se liší podle druhu buňky. U teplokrevných živočichů leží mezi -30 až -100 mV (měřeno elektrodou v ICP a vztaženo k referenční elektrodě v ECP).

Dojde-li k podráždění takovéto buňky elektrickým impulsem o určité prahové hodnotě, nastává tzv. depolarizace buněčné stěny čili vyrovnávání náboje mezi ICP a ECP, přičemž v tomto stavu buňka nesetrvává stále, ale díky metabolickým, energii spotřebujícím procesům pracujícím proti difúzi se brzy vrací do svého klidového stavu (jev repolarizace). Celkové změně měřeného elektrického napětí se pak říká akční potenciál (dále jen AP) a pro náš další výklad je důležitým faktem, že tento AP se může šířit podél těla buňky a dále po nervových drahách.



Obrázek 1) Průběh akčního potenciálu buňky

Průběh AP je uveden na *Obrázku 1*. Tvar lze rozdělit na několik částí, kdy každé části odpovídá jiný proces probíhající na buněčné membráně. Nejprve je propustnost pro sodíkové ionty převážně určována funkcí tzv. „rychlého“ sodíkového kanálu. Tento kanál je otevírán asi při napětí -75mV. Ve druhé fázi se k pronikajícím sodíkovým iontům „pomalým“ vápníkovým kanálem přidávají i ionty vápníku. Při poklesu napětí na buněčné stěně asi na -45 mV se uvádí do činnosti „pomalý“ draslíkový kanál, kterým tečou ionty draslíku z buňky ven, a který zůstává v činnosti po celé období repolarizace. To má za následek hyperpolarizační podkmit. Když tedy proud iontů draslíku převáží nad proudem iontů sodíku, začne repolarizace membrány, během které se membránový potenciál vrací ke své klidové hodnotě. Trvání akčního potenciálu je nejkratší v nervech (kolem 1 ms), v kosterních svalech je řádově 10 ms, ještě delší je v myokardu (i více než 200 ms), nejdelší v hladkých svalech (i několik sekund). Na *Obrázku 1* je uveden i průběhy elektrických impulsů sloužících k vyvolání depolarizace. Za zmínku stojí, že některé buňky (např. buňky sinoatriálního uzlu) se depolarizují spontánně bez nutnosti podráždění.

Vznik a šíření akčního potenciálu je charakteristické pro činnost všech pochodů v lidském těle. Buňky jsou depolarizovány a zpětně repolarizovány jak při práci kosterních

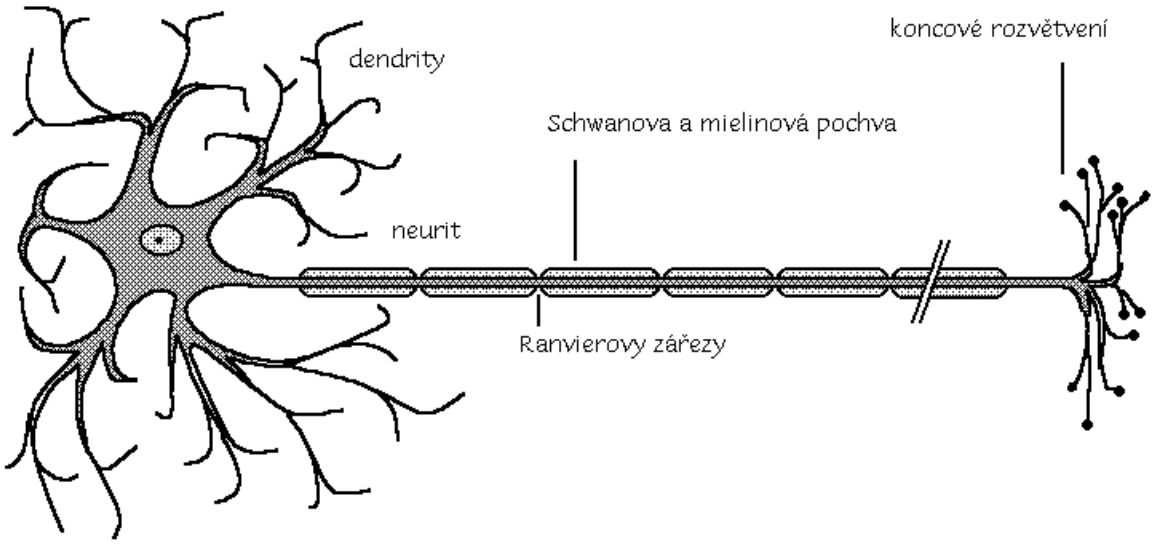
svalů, svalu srdečního, dráždění smyslových receptorů, tak při pochodech metabolických a činnosti mozku. V mozku a nervovém systému se AP používá k přenosu informace při procesu myšlení a řízení, u svalů zase slouží k podráždění potřebných svalových vláken a tím k navození kontrakce. Práce jakéhokoliv orgánu či systému je řízena z centrálního nervového systému CNS a realizuje se průchodem značného množství AP po mnoha nervových vláknech. Sumací těchto potenciálů v určitém místě těla pak vzniká bioelektrický signál, jehož parametry jsou vždy typické pro určitý orgán. Abychom tento BES získali, můžeme buď provést invazivní měření přímo ve tkáni orgánu, nebo můžeme využít elektrovodných vlastností okolních tkání a měření provádět na povrchu těla neinvazivně. Tato práce se zajímá o sumaci bioelektrických signálů v tkáni mozkové, přesněji v šedé kůře mozkové. Měřen neinvazivně dostal tento typ signálů označení EEG z názvu metody *ELEKTROENCEFALOGRAFIE* (blíže popsáno v následující kapitole).

2.2 Elektroencefalografie (EEG)

Lidský mozek se skládá z mnoha různých buněk, které jsou vzájemně propojeny a vzájemně spolu interagují. Mezi mozkovými buňkami mají dominantní úlohu neurony, kterých je v mozku zhruba 40 až 100 miliard. Neurony jsou zároveň i funkčními jednotkami celé nervové soustavy těla. Tyto buňky jsou tvořeny svým tělem (soma) s buněčným jádrem a výběžky. Výběžky jsou dvojího druhu. Dendrit je výběžek aferentní, tzn., že vede impuls AP do těla neuronu. Oproti tomu neurit (též axon) je vlákno eferentní a posílá buňkou „zpracovaný“ AP dál do nervového systému nebo k výkonnému orgánu (např. svalu). Dendrity jsou krátká, většinou však značně rozvětvená vlákna. Neurity dosahují mnohdy délek až jednoho metru a ve většině případů vychází z těla jedné buňky pouze jedno vlákno. Vzájemné propojení jednotlivých neuronů je tvořeno právě navázáním konců neuritů jedné buňky na dendrit (nebo somu) buňky druhé. Tomuto navázání říkáme synapse. Přesnější definice tohoto pojmu by mohla znít: převodové spojovací místo k přenášení podráždění mezi neurony nebo mezi neuronem a příslušným orgánem [1]. Neurony se nedotýkají zcela, synapse je tvořena drobnou štěrbinou, v které je elektrický přenos informace přeměněn na přenos chemický pomocí tzv. mediátoru. Mediátor neboli chemický neurotransmiter je látka (např. acetylcholin, noradrenalin aj.), která se uvolňuje z konce axonu (tzv. synaptického knoflíku), přechází přes synaptický prostor do těla další nerovové buňky nebo do svalového vlákna a tam vyvolává vyplavování sodíkových iontů. Ty pak působí na depolarizaci buněk.

AP se tedy šíří nervovým systémem a hustou, spletitou sítí neuronů v mozku. Podle axonu či dendritu se smí šířit AP v obou směrech, informace je však propustná přes somu jen ve směru od dendritu k neuritu. Na celé délce nerovového vlákna má potenciál stejnou amplitudu, ale objevuje se s jistým zpožděním (úměrným vzdálenosti od místa podráždění a také typem nervového vlákna - existují typy A, B, C). Jeden neuron (*Obrázek 2*) má více než deset tisíc kontaktních spojení (synapsí), jimiž komunikuje s jinými buňkami prostřednictvím elektrických signálů a přenáší tak informace při procesu myšlení, zpracování signálů z receptorů a řízení tělesných pochodů nebo činnosti svalů. Právě komunikace mezi neurony (vedení impulsů AP) dává vzniknout změnám bioelektrických potenciálů v jednotlivých oblastech mozkové tkáně, převážně tedy tkáně šedé kůry mozkové. Při elektroencefalografickém vyšetření se v každém měřícím svodu umístěném na pokožce hlavy snímá střední úroveň vzruchu lokální skupiny neuronů, které leží v určité oblasti šedé kůry mozkové. Jedná se o snímání sumací AP určité skupiny neuronů v dané oblasti pod elektrodou, a proto také nejsme již v EEG signálu schopni odlišit jednotlivé akční potenciály buněk tak, jako např. v invazivním EMG. EEG má proto na první pohled dost nepravidelný

a chaotický průběh, ve kterém jsme občas schopni zahlédnout vlny s určitou periodicitou. Signál EEG je tak nositelem informace o stavu řádově tisíce neuronů v příslušném časovém rozmezí.

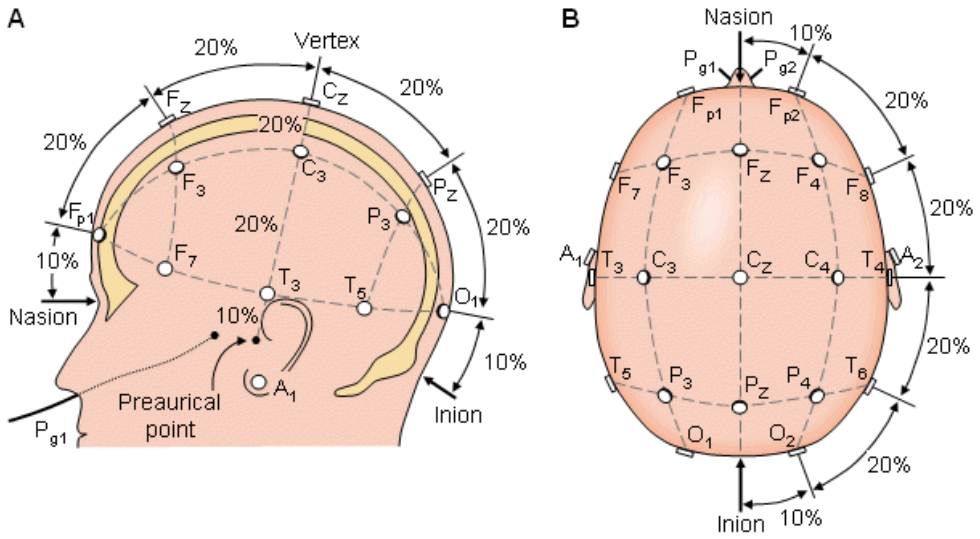


Obrázek 2) Neuron

Mozkové potenciály jsou buďto nativní (spontánní), anebo vznikají na podnět podráždění určitých senzitivních aferentních systémů (evokované potenciály). V klidovém záznamu elektrické činnosti mozku se dají zjistit určité oscilace, většinou však velmi nepravidelné. Tyto oscilace jsou vždy typické pro určitého jedince, např. v závislosti na jeho psychickém rozpoložení a stavu. Mozková kůra je rozdělena do mnoha senzorických oblastí, do kterých se promítají jim odpovídající senzorická pole. Oblasti motorických funkcí jsou zase elektricky více aktivní při motorických projevech těla (hovor, pohyb,…). Podrážděním určitých receptorů (např. čich, zrak, hmat,…) nebo prací motorických center těla dojde v příslušné oblasti mozkové kůry ke změně v průběhu EEG. Původně nepravidelný signál se stává mnohem pravidelnějším a v podstatě „uspořádaným“.

Mozkové vlny se obvykle v elektroencefalografii snímají z více oblastí mozkové kůry. Využívá se bipolárních i unipolárních svodů. Jednotlivé elektrody jsou rozmístěny po celém temeni pacienta podle formy uspořádání 10/20 (čti deset – dvacet), jehož název vznikl ze způsobu rozměření, kdy je obvod hlavy rozdělen na úseky po 10% a 20%. Signál z každé dvojice elektrod je přiveden na vstup diferenčního zesilovače kvůli potlačení nežádoucího vlivu elektromagnetického rušení a jiných artefaktů. Rozložení elektrod dle systému 10/20 vysvětluje *Obrázek 3*. Časté zapojení bipolárních svodů je:

- bipolární svody z frontální oblasti vlevo – Fp1 + F3
- bipolární svody z okcipitální oblasti vlevo – P3 + O1
- referenční elektrody z levých svodů jsou u levého ucha A1
- bipolární svody z frontální oblasti vpravo – Fp2 + F4
- bipolární svody z okcipitální oblasti vpravo – P4 + O2
- referenční elektrody z pravých svodů jsou u pravého A2



Obrázek 3) Rozmístění elektrod dle systému 10/20 [12]

2.3 Rytmy EEG

Signál EEG může být reprezentován rytmickým, arytmickým nebo dysrytmickým sledem vln. Samotná vlna přitom může být tvořena jednou harmonickou složkou (tzv. sinusoidní EEG aktivita) nebo je tvořena několika harmonickými složkami. Jedna složka je dominantní - tzv. monomorfní EEG aktivita. Poslední možností je representace EEG signálu Fourierovou trigonometrickou řadou s několika složkami čili tzv. polymorfní EEG aktivitou. Kmitočet dominantních nebo zřetelně významných harmonických složek se v tomto případě označuje řeckými názvy (alfa, beta, …) a v souvislosti s tím se těchto názvů využívá i pro rozlišování jednotlivých frekvenčních pásem (rytmů) mozkové činnosti [1]:

DELTA (0.5 až 4 Hz / amplituda 75-210 μV) - Je to pásmo velmi výrazného útlumu všech funkcí. Je vždy patologickým projevem v EEG dospělého bdělého člověka (za předpokladu dostatečné amplitudy nebo ložiskového výskytu). Čím má vlna delta větší amplitudu a je spektrálně čistší, tím je její patologický význam větší. U dětí ve věku kolem 4 měsíců je však základní rytmus EEG (v normě) asi 4 Hz. Vlny delta se vyskytují hlavně v hlubokém NREM[2] spánku, ale i v transu, hypnóze a bezvědomí. Zde se již nejedná o patologický jev, naopak během něho dochází ke hluboké regeneraci všech životních funkcí a k hromadění energetických rezerv.

THETA (4 až 8 Hz / amplituda 5-100 μV) - Jedná se o pásmo výrazného útlumu všech funkcí. U zdravých osob se vlny objevují v centrální, temporální (spánkové) a parietální (temenní) oblasti. Její poměr k deltě se často zvyšuje při kognitivní zátěži. Při symetrických vlnách o velikosti amplitudy do 15 μV nelze poukazovat na patologický stav. Ten indikují theta vlny, jestliže je jejich amplituda alespoň dvakrát vyšší než aktivita alfa (případně 30 μV, jestliže alfa rytmus chybí). Často se tyto vlny pojí se živými vzpomínkami, meditací, hypnózou, fantasií, obrazovou představivostí, inspirací a snem - tedy ve stavu, kdy je vědomé myšlení „odpojeno“. Příčinou vzniku

[2] Non-Rapid Eye Movement sleep = spánek bez rychlých pohybů očí (bez snění). Má čtyři stádia a během noci se NREM několikrát střídá s REM spánkem.

těchto vln může být ospalost, usínání, hluboké uvolnění, nesoustředění či samovolný hluboký odklon myšlenek od reality.

Theta a delta aktivita stoupá během psychotestů při otevřených očích. Vlny theta se objevují v EEG signálu též v určitých spánkových fázích (hlavně povrchní spánek) a při hlubokém uvolnění, kterého dosahují lidé s dlouholetým výcvikem v meditaci.

ALFA (8 až 13 Hz / amplituda 30-50 μV) - Jedná se o základní rytmus a je vlastností mozku, který je zdravý. V zásadě platí, že její energetická mohutnost je nepřímo úměrná pozornosti. Vlny jsou spojeny se stavem prostým jakéhokoliv napětí, nereagujícím na podněty z okolí. Je to stav odpočinku těla při plné bdělosti. Zvýšená tvorba a vylučování přirozených opiátů z endokrinního systému do krevního oběhu pak navozují pocit příjemné relaxace. V bdělém stavu je maximum nad zadními oblastmi mozkových hemisfér a to v klidu (bez duševní činnosti) a při fyzické relaxaci. Nejlépe je alfa aktivita vyjádřena při zavřených očích, kdy se projeví pozitivní interference vlnění. Tlumí se právě otevřením očí (ztráta synchronizace vlnění neboli tzv. reakce blokády alfa aktivity) a duševní činností. Alfa rytmus je především aktivitou optického analyzátoru - lidé od narození nevidomí nemají vytvořenou alfa aktivitu. Alfa vlny jsou charakteristické pro stádium těsně před usnutím.

SIGMA (okolo 14 Hz / amplituda kolem 30 uV) - Jedná se o periodicky vystupující rytmus, obvykle difusní (rozptýlený). Vyskytuje se ve třetím stádiu spánku, nejvíce je patrný při přechodu k rychlému (paradoxnímu) spánku. V rozvinuté fázi spánku mizí. Má střední amplitudu kolem 30 μV.

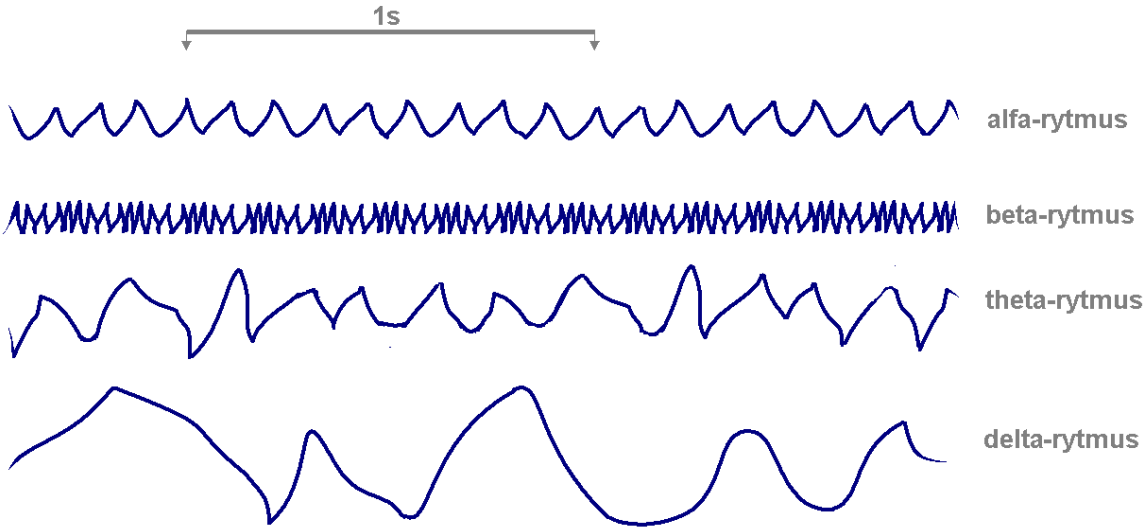
SMR (12 až 15 Hz) - Sensomotorický rytmus indikuje uvolněnou pozornost nebo soustředění na vnější objekt, autoregulaci, svalovou uvolněnost a vyladění do vnitřní pohody.

BETA (13 až 32 Hz / amplituda do 20 μV) - Tento rytmus je z hlediska lokalizace symetrický. Setrváváme v něm po většinu dne a je typický pro soustředění se na vnější podněty, pro logicko-analytické myšlení, ale i pro pocity neklidu, hněvu a strachu. Do nejvyšších hladit beta-rytmu se dostaneme při usilovném soustředění se na náročný úkol, ale také při velké fyzické zátěži. Setrvání v těchto hladinách (nejvíce 22 až 24 Hz) je spojeno s velkou energetickou zátěží pro organismus a se snižující se schopností přeměny a regenerace tkání. Obvykle se netlumí pozorností či zrakovým vjemem. Maximum je nejčastěji nad předními částmi lebky, hlavně frontálně. Směrem dozadu ubývá. Vyskytuje-li se více nad centrálními oblastmi lebky, pak může být tento rytmus i lehce asymetrický a ovlivnitelný volnými pohyby či nebolestivými podněty. Trvání jednotlivých beta vln je 40 až 50 ms.

GAMA (22 až 30 Hz) - Špičkové výkony, intenzivní prožitky.

MI (7 až 11 Hz) - Má často hřebenový charakter. Je sdružen s beta vlnou (je její subharmonickou). Netlumí se otevřením očí, ale pohyby (např. sevřením pěstí nebo úmyslem či skutečným pohybem očí. Ačkoliv nemá skutečný patologický původ, vyskytuje se častěji u psychopatů.

Výše zmíněné rytmy (graficky vyjádřené na *Obrázku 4* na další stránce) spadaly do kategorie spontánního EEG. Máme však také evokované EEG čili mozkovou aktivitu jakožto odpověď na dráždění smyslových receptorů. Tyto odpovědi se nazývají salvami aktivity. Jedná se o signály o reálném kmitočtu měnicím se v rozmezí od 20 Hz do 90 Hz a jejich střední kmitočet je nejčastěji 40 Hz, jak uvádí literatura [1,8,12].



Obrázek 4) Základní rytmy EEG

2.4 Parametry a artefakty bioelektrických signálů

Tak jako každý elektrický signál se i u BES zkoumá především amplituda, dále je-li signál kvaziperiodický a pak také jeho střední frekvence. Kmitočtová pásma některých vybraných BES s typickým rozsahem amplitud jsou uvedena v *Tabulce 1* [8, 12] na další stránce. Jsou zde uvedeny i parametry srdečního tepu, ačkoliv se nejedná o biosignál projevující se elektrickou aktivitou (neměříme-li tep ze signálu EKG).

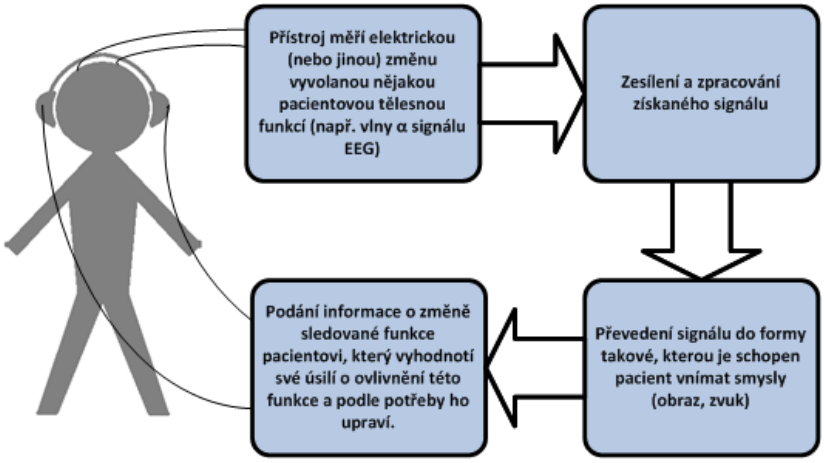
Při snímání BES obvykle zaznamenáváme s užitečným signálem také jisté rušení v podobě artefaktů. Artefakty se v biomedicíně rozumí procesy nebo jevy, které nemají fyziologický původ ve vyšetřovaném orgánu a tedy nejsou cílem vyšetřování. Mohou to být nejrůznější pohybové artefakty vzniklé vzájemným třením orgánů a vlivem jejich aktivity. Např. křivka EKG snímaná neinvazivně z povrchu těla je „modulována“ pohyby hrudního koše při nádechu. Dalším relevantním příkladem je pohyb víček při snímání EEG z frontální oblasti lebky. Také se zde uplatňuje změna impedance tkání v závislosti na jejich prokrvení a nasycení krve kyslíkem. Elektrická aktivita jednoho orgánu se vždy z části promítá do snímaného signálu jiného orgánu. Artefaktem mohou být i nejrůznější biologické rytmy. Ty z časového hlediska zabírají velmi široký obor - od milisekund do několika let. Např. ovariální (ovulační) cyklus (cca. 2.10^6 s) ovlivňuje u žen mnoho biosignálů. Podíl mají i geofyzikální cykly, jako je střídání dne s nocí, příliv, fáze měsíce a střídání ročních období. Ty se uplatňují především na činnosti EEG. Všechny tyto zmíněné artefakty jsou biologického původu. Existuje také druhá skupina a tou jsou artefakty technické, vznikající jako projevy snímací techniky např. v důsledku nízké jakosti elektrod, špatného kontaktu elektrod s kůží nebo nekvalitního odstínění měřící aparatury a měřeného objektu. Jmenovitě můžeme z technických artefaktů uvést např. síťový brum (snížení dynamiky vlivem napětí síťového kmitočtu 50 Hz), impulsní rušení (vliv zapínaní přístrojů napájených ze stejné energetické sítě jako měřicí přístroj), nedostatečné stínění magnetických polí, šum elektronických obvodů a také technologické vlivy elektrod. Například nedostatečně vlhké elektrody ztrácejí svou nepolarizovatelnost a ve výsledném EEG se to projeví náhlými fluktuacemi, které se pomalu vracejí k nulové linii. Přesným popisem zpracování BES, jejich zpracováním a možnými artefakty se zabývá literatura [5,8].

BES	Mezivrcho-lový rozsah	Kmitočtové pásmo [Hz]	Elektrody	Charakter	Aktuálnost
EKG (elektrokardiogram)	0,05 -5 mV	0,05 - 150 (1000)	povrchové, jícnové, přísavné,…	spojité elektrické napětí, rytmické, extrémy se mění	charakterizuje stimulaci a odezvu srdečního svalu; diagnosticky významné
FKG (fetální EKG)	10 - 300 µV	0,05 - 150	intrauterinní povrchové	-//-	diagnostika ohrožení plodu v děloze
EEG (elektroencefalogram): **Evok. potenciály:**	2 - 300 µV 0,1 - 20 µV	0,1 - 80 (i několik kHz)	multikanálové povrchové	mnohotvárný soubor časově proměnných napětí	souvislost s činností CNS
ECoG (elektrokortikogram)	5 - 10 000 µV	0,1 - 100	vpichové	-//-	invazivní diagnostika EEG
EMG (elektromyogram): **AP motor.jednotky:** **AP jednotl. vláken kost.svalu:**	100 - 2000 µV 1 - 10 µV 50 - 5000 µV	5 - 5000 500 - 15000 2 - 500	povrchové jehlové jehlové	-	charakter odpovědi svalu na dráždicí impuls, samovolná el. aktivita svalu
EGG (elektrogastrogram) **transkutánní:** **mukózní:**	 10 - 1000 µV 0,5 - 8 mV	 0,01 - 1 0,01 - 1	 povrchové přísavné	rytmické spojité napětí repetičního charakteru	analýza mechanické činnosti (stahů) žaludečního svalu
ERG (elektroretinogram)	5 - 1000 µV	0,2 - 50	přísavná	spojité napětí nerepetičního char.	měření adaptace sítnice
EOG (elektrookulogram)	0,01 - 5 mV	0,05 - 100	povrchové	-//-	měření polohy oka
srdeční tep	-	1 - 2,5	-	diskrétní veličina, sled časových intervalů mezi stahy srdce	diagnosticky a klinicky významný ukazatel stavu srdce a zatížení organismu

Tabulka 1) Parametry bioelektrických signálů [8,12]

3. BIOFEEDBACK

Obecné vysvětlení pojmu biofeedback je uvedeno v první kapitole této práce. Princip samotné metody není nijak složitý a schematicky je uveden na *Obrázku 5*. Z těla pacienta je snímán potřebný biologický signál, který je nejprve zpracován elektronicky (zesílení, filtrace,…) a poté předkládán pacientovi zpět a to buď vizuálně, audiovizuálně anebo v podobě elektrických impulsů. Pacientovi je tak okamžitě poukázáno na správný či patologický stav orgánu (systému), ze kterého je signál snímán. Ten se pak svou vůlí snaží odchylku korigovat a učí tak svůj vlastní CNS novým autoregulačním vazbám. Biofeedback je metoda sloužící ke zlepšení zdraví a zvýšení výkonnosti pomocí měření fyziologických veličin, které jsou zobrazeny například v počítačové hře a umožňují následné zpětné ovlivnění těchto veličin. Slovo "biofeedback" popisuje proces, který učí zkoumaný subjekt, aby vybudil mozkovou aktivitu, krevní tlak, svalovou tenzi, změnu srdečního frekvence a další fyziologické parametry, které jsou často mimo běžnou kontrolu. Biofeedback napomáhá úpravě fyziologických změn, zdokonaluje motorickou kontrolu a často zmírňuje fyziologické a emocionální dysfunkce. Pacienti se učí kontrolovat sami sebe. Studie ukazují, že máme mnohem více kontroly nad zdánlivě neovladatelnými tělesnými funkcemi, než jsme si kdykoli mohli myslet. Biofeedbackem se učí jedinec technikám, které vedou ke zdravějšímu způsobu života vůbec.



Obrázek 5) Principiální schéma biofeedbacku

Biofeedback se jako terapeutická procedura začal rozvíjet v 60. až 70. letech 20. století v Americe. Jeho vývoj byl závislý na zdokonalování elektronických součástek a posléze rozvoji výpočetní techniky. Do podvědomí širší veřejnosti proto vstoupil až počátkem let osmdesátých. Nyní je již v našem státě několik desítek specializovaných center, v kterých vyškolení odborníci poskytují prostřednictvím biofeedbacku pomoc pacientům s nejrůznějšími fyziologickými i psychickými dysfunkcemi. Většina těchto problémů plyne ze stresu. Ten ovlivňuje autonomní část nervového systému (aktivuje sympatickou větev), což dlouhodobě vede k podrážděnosti, zrychlení dýchání, problémům s trávením, napětím svalů, bolestím hlavy, únavě, pocení rukou a chladným končetinám. V psychické oblasti zas zjišťujeme projevy jako podrážděnost, zhoršení koncentrace, zvýšení chybovosti, sklon k nehodám, úzkosti, depresi a snížení produktivity a kreativity. Pomocí moderních biofeedbackových přístrojů jsme schopní účinek stresu na náš organizmus minimalizovat.

Stav fyzického i duševního rozpoložení člověka můžeme snímat pomocí následujících fyziologických charakteristik:

- Elektrická vodivost kůže
- Teplota kůže
- Srdeční tep
- Činnost srdečního svalu (EKG)
- Krevní tlak
- Dýchání, jeho frekvence, amplituda a typ dýchání
- Svalové napětí (EMG)
- Mozková činnost (EEG)

Podrobný popis principu EMG, EKG a tepového biofeedbacku by přesáhl rámec této práce, proto je jednotlivým typům věnováno pouze pár slov v krátkých podkapitolách a zbylý prostor této práce je vyhrazen již pro popis zadáním určeného typu biologické zpětné vazby čili biofeedbacku EEG.

3.1 EMG biofeedback

Tato zpětná vazba se označuje spíše pojmem IMF terapie (*Intention Controlled Myofeedback Therapy* nebo také *Myofeedback*) a je založena na snímání neuromuskulární aktivity čili elektrických projevů činnosti svalů. Využití nachází převážně v léčení následků poranění míchy nebo následků mozkové mrtvice. Využívá se zde fyziologického faktu, že činnost svalů je charakteristická doprovodnými elektrickými projevy stochastického charakteru o parametrech popsaných v *Tabulce 1*. Sval v klidu tedy vysílá naprosto jinou směs elektrických impulsů nežli sval během kontrakce či sval při kontrakci. Elektrické projevy svalu se však v menší míře projevují také při pouhé představě o pohybu, anebo chceme-li při vůli k danému pohybu (platí pouze za předpokladu, že mícha nebo eferentní nervy nejsou vlivem nehody přerušeny úplně). To znamená, že i pouhým myšlením na svalovou činnost nabývá dotyčná svalová skupina na objemu a síle. Častým tréninkem lze elektrickou aktivitu postižené neuromuskulární oblasti zvyšovat a tím i získávat zpět schopnost pohybu. Nasazením vhodného terapeutického plánu založeného na podání zpětné informaci o velikosti vyvolané elektrické aktivity pacientovi lze léčbu ještě více zefektivnit. Mluvíme zde o výše zmíněném IMF.

Během terapie se tedy snímá zbytková aktivita z patologického svalu jakožto reakce na pacientův pokus učinit pohyb nebo na představu o provedení pohybu. Podle dalšího zpracování signálu lze dále rozdělit práci EMG biofeedbacku na dva možné režimy:

1) Přístroj snímá signálové odpovědi svalstva coby odpovědi na pacientovu vůli ke kontrakci/relaxaci a zpětně dává pacientovi informaci o výsledku jeho snahy pomocí displeje nebo zvukového výstupu (tzv. jednokanálový režim přístroje).

2) Přístroj snímá ze snímací elektrody řídící signály v postiženém svalu, provádí jejich vhodnou úpravu a zesílení a následně je vysílá přes stimulační elektrodu zpět do postiženého svalu pro vyvolání potřebné tenze (tj. dvoukanálový režim přístroje). Člověk si tak vlastně obnovuje nebo vytváří nové funkční nervové komunikace. Tím není samozřejmě myšlen fyzický růst nových nervových spojů, pouze využití drah těch funkčních spojů k posilnění drah postižených.

V obou případech je využíváno zmiňované neuroplasticity CNS. To je specifická schopnost nervového systému se zákonitě vyvíjet, učit se novým podnětům, reagovat na změny vnitřního a zevního prostředí, případně se jim přizpůsobit, a to za fyziologických i patologických situací.

Nejčastější aplikace využití jsou:

- Diagnóza, léčba i trénink nejrůznějších svalových neduhů
- Doléčení po úrazech
- Léčba a hodnocení pacientů s oslabeným svalstvem pánevního dna (inkontinence[3])
- Léčba a hodnocení pacientů po mrtvici
- Bolesti čéšky a stehenní kosti
- Bolest páteře
- Bolest obličejových svalů a další

3.2 EKG (tepový) biofeedback, tlakový biofeedback

Přítomnost fyzické, ale i psychické zátěže lze rovněž detekovat z průběhu srdečního rytmu. Několik studií ukázalo, že se zdravím a celkovou kondicí člověka úzce souvisí variabilita tepové frekvence (HRV - *Heart Rate Variability*). Platí, že vysoká proměnlivost je znakem dobrého stavu kardiovaskulárního systému, zatímco frekvenčně málo proměnný systém poukazuje na jistý patologický stav organismu. Většina patologických funkcí organizmu se také odráží ve snížení periody kontrakce srdečních komor nebo ve zvýšení krevního tlaku. Ne vždy musí být tyto změny způsobeny pouze změnou fyzického zatížení. Je prokázáno, že je-li člověk vystaven psychickému tlaku, parametry jako je srdeční tep a krevní tlak výrazně změní své jinak klidové hodnoty. Tělo si žádá více energie, často čerpá z rezervních zásob a rozladěuje se vnitřní harmonie chodu organizmu. Dlouhodobé setrvání v tomto stavu vnitřního napětí může způsobit závažné oslabení imunity spojené se značnými zdravotními problémy. Naučit se zvládat stresové či úzkostné situace bez přemíry spotřeby energie je proto pro člověka velmi důležitým předpokladem ke zdravějšímu životnímu stylu a celkovému udržení zdraví.

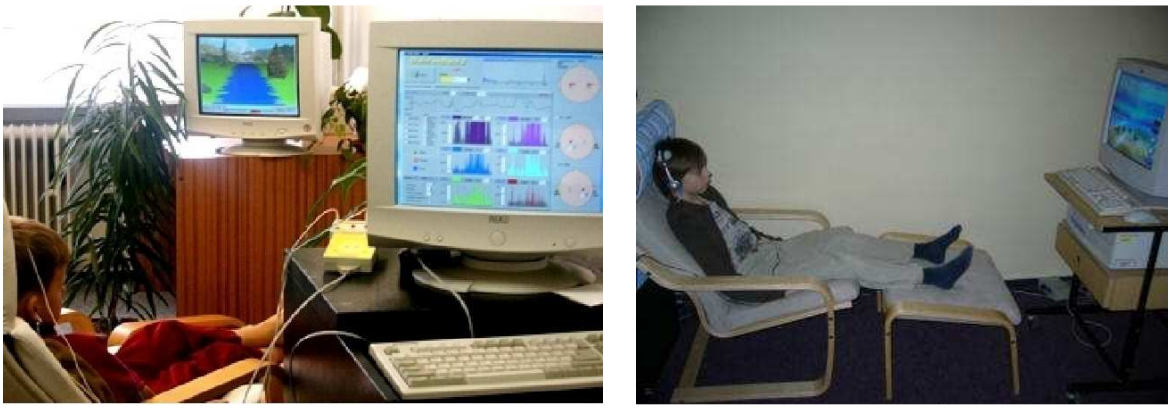
Obě popisované terapie jsou založeny na uvědomění si patologických nežádoucích změn parametrů kardiovaskulárního oběhu a snaze pacienta tyto změny minimalizovat (nebo se přímo vyhnout jejich příčinám). Jsou snímány veličiny jako krevní tlak, tepová frekvence (kontinuálně např. přístrojem FINAPRES) nebo přímo HRV a hodnoty jsou interpretovány pacientovi formou přímého údaje nebo jednoduché počítačové hry, jejíž výsledky odpovídají přímé snaze pacienta o zlepšení svého okamžitého stavu. Terapie probíhá v rámci několika sezení vedených vyškoleným terapeutem. Je velmi důležité, aby terapeut přesně seznámil pacienta s podstatou cvičení, vysvětlil jednoduše všechny psychické a fyziologické souvislosti, uvedl jak dochází během terapie ke zlepšení a probudil tak v pacientu motivaci ke stálému cvičení. To pak může pacient v některých případech provádět doma jako samostatný preventivní trénink.

[3] Močová inkontinence je mimovolný únik moče jakožto důsledek poruchy funkce vnějšího svěrače pánevního dna.

Biofeedbackem se v této oblasti dá také chápat i mnohem jednodušší technická aplikace. Máme na mysli například informační panely indikující tepovou frekvenci sportovců při běhu, jízdě na kole apod. Zde se předává informace o aktuálním stavu zatěžovaného organizmu pomocí drobných přenosných indikátorů (např. displeje hodinek), kdy zpětná autoregulační funkce může být pouze vedlejším jevem a pro sportovce je hlavní samotná informace o velikosti snímaného fyziologického parametru. Ovlivňovat ji pak může pouhou změnou fyzické zátěže (např. zpomalením nebo zrychlením běhu) a s nějakým zpětným řízením parametru pomocí soustředěného myšlení se zde nepočítá (ale také se nevylučuje).

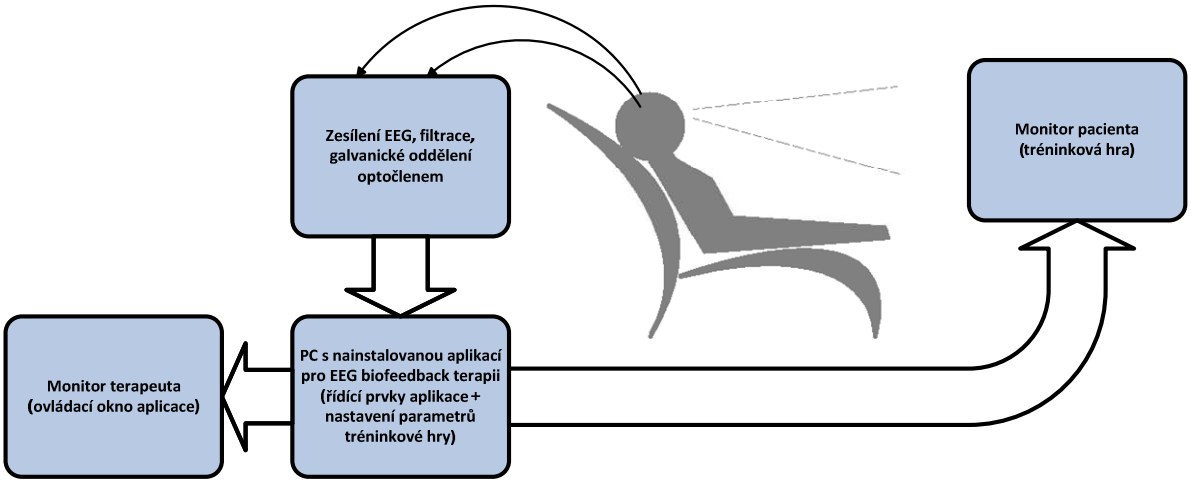
3.3 EEG biofeedback

EEG biofeedback je metoda, která umožňuje pacientovi normalizovat své mozkové vlny. Jedná se o sebeučení mozku pomocí biologické zpětné vazby. Když dostanete okamžitou, cílenou a přesnou informaci o ladění (případně "rozladění") svých mozkových vln, můžete se naučit, jak je uvést do souladu. Metodika tréninku je vhodná ke změně stupně koncentrace pozornosti a ke kontrole úrovně emocionální aktivity (deprese, závislosti, …).



Obrázek 6) EEG terapeutická místnost [13]

Obecné principiální schéma biofeedbacku je vlastně uvedeno už na *Obrázku 5*. Tato forma BZV se v praxi využívá snad nejčastěji. Na světě existuje již mnoho specializovaných pracovišť a ambulatorií nabízejících pomoc lidem s psychickými problémy. Sestava pracoviště pak vypadá téměř vždy totožně a je uvedena na *Obrázku 6*. Základem je mírně odhlučněná místnost, s vnitřní výzdobou volenou tak, ať jednotlivé její prvky zanechávají v pacientovi kladný estetický pocit a nepůsobí na něj rušivým dojmem (co nejméně křiklavých barev a tvarů). V dobře zvolené části pokoje se nachází pohodlné křeslo, naproti němuž je umístěn pacientský monitor. Stanoviště terapeuta je pak v určité vzdálenosti mimo zorné pole pacienta, anebo v některých případech není potřeba vůbec a pacient provádí své cvičení sám. Samotné technické zapojení EEG biofeedbacku se potom liší v souvislosti se zvoleným druhem tréninku. Např. při použití alfa-detektoru si vystačíme s čelenkou se zabudovanými snímacími elektrodami, s modulem obsahujícím zesilovač EEG signálů a jiné obvody pro zpracování signálu, a nakonec s monofonními audio-sluchátky. Pro případ obecného tréninku jednotlivých EEG pásem však potřebujeme zapojení trochu složitější. To je uvedeno na *Obrázku 7*, což je vlastně rozšířením *Obrázku 5*.



Obrázek 7) Obecné schéma EEG biofeedbacku

Pro umožnění takovéhoto tréninku je zapotřebí dvou propojených počítačů, případně jednoho PC s grafickou kartou podporující dvou-monitorové zobrazení. S popisem budeme postupovat od pacienta. Ten má na hlavě nasazenou čepici užívanou pro klasické snímání EEG vln z jednotlivých center šedé kůry mozkové, případně lze použít určitého zjednodušení ve formě elastické čelenky se zabudovanými elektrodami. V některých případech lze na příslušná místa pacientova temene nalepit samostatné elektrody, protože EEG biofeedback si obvykle vystačí pouze s jedním snímaným kanálem, čemuž odpovídá jedna nebo dvě snímací aktivní (diferentní) elektrody a jedna referenční (indiferentní). Snímací elektroda je nejčastěji umístěna v levé nebo pravé centrální části temene (viz C3 nebo C4 v *Obrázku 3)* a referenční elektroda pak v místě s minimální elektrickou aktivitou, což je na ušním boltci. Požadavky na všechny tyto technické prostředky jsou ve všech případech stejné a jsou jimi co nejmenší přechodový odpor elektroda-kůže a co nejmenší pocit nepohodlí jimi způsobený.

Z elektrod jsou snímané signály dále vedeny přívodními kabely do bloku s analogovým zesilovačem (diferenčním stupněm), jehož úkolem je zesílení na potřebnou hodnotu. V tomtéž bloku se nachází také prvky pro vyfiltrování stejnosměrné složky a nežádoucích vysokofrekvenčních rušivých signálů. Společně se zesilovačem a filtrem je ještě v tomtéž zařízení umístěn i optočlen pro galvanické oddělení zdroje napájení dalších částí zapojení od pacienta. Tím se minimalizuje riziko poranění pacienta v případě elektrického průrazu z napájecí sítě. Z téhož důvodu je zesilovací mezistupeň nejčastěji napájen bateriově. Signály do počítače jsou pak posílány buďto další kabelovou linkou nebo je optická cesta protažena optickými kabely až do měřící karty PC.

Měřící karta počítače data digitalizuje, zpracovává a ve formě diskrétních vzorků amplitud EEG vln jednotlivých kanálů je předává aplikaci EEG biofeedback nainstalované v PC na stanovišti terapeuta. Tato aplikace se už stará o další výpočty a řízení průběhu tréninku (např. výpočet spektra signálů, nastavení parametrů tréninku, výběr her atd. - viz dále). Aplikace také vypočítává aktuální i průměrnou úspěšnost pacientova snažení a ve formě grafické informace vytváří zpětnou vazbu k pacientovi na monitor. Tam se data prezentují nejčastěji ve formě jednoduché hry, nesoucí zjevný nebo skrytý soutěžní charakter. Motiv hry může být např. let letadýlka, růst květiny, zaplňování koryta řeky vodou apod. Parametry hry (výška a rychlost letu letadýlka, stupeň rozkvětu květiny, výška vodní hladiny v řece) se mění právě v závislosti na změně vybraného fyziologického parametru, který pacient trénuje

(hladina alfa-aktivity, beta-aktivity, …). Pacient dokáže vyhrát soutěž tehdy, jestliže se naučí kontrolovat a ovládat svou fyziologickou funkci v situaci virtuálně soutěžního stresu. Za svou snahu je odměňován ve formě narůstajícího skóre hry, což zvyšuje motivaci k tréninku a tím i léčení negativních projevů mozkové aktivity. Veškeré výsledky průběhu sezení se ukládají do databáze, z které je pak možné provádět různá vyhodnocení dlouhodobé úspěšnosti terapie apod.

Barvitá herní témata, zkomponovaná při použití moderních multimediálních prostředků, zvyšují motivaci trénované osoby a napomáhají efektivnějšímu upevnění samoregulačních návyků. V procesu herního tréninku získává člověk neocenitelnou schopnost odolávat stresu a onemocněním, učí se novým způsobem reagovat na konfliktní situace a snižovat přílišné vnitřní napětí tehdy, když je vyžadován zvýšený pracovní výkon, síla vůle, mobilizace vnímání. Dostatečně dlouho trvající kurz tréninku, založený na principu biologické zpětné vazby, učí pacienta využívat návyky samoregulace v každodenním životě [13].

Ještě zbývá dodat pár slov o možné negativní vlastnosti biofeedbacku. Řada autorů se zmiňuje o paradoxním jevu vlastním biofeedbacku - kombinace svalového oslabení a vnitřního napětí, spojeného s nutností podpory udržení vysoké úrovně pozornosti v době tréninků (což vyžaduje zvýšenou spotřebu energie) často vyvolává únavu a zvýšení psychického vyčerpání. Naproti tomu je však toto vše doprovázeno pocitem uspokojení, naplnění, poznání vlastních možností a formování celkově příznivého emocionálního stavu.

3.4 Ostatní typy biofeedbacku

Na závěr kapitoly si ještě stručně popíšeme ostatní možnosti BZV. Tak například využití elektrické vodivosti kůže. Její změny jsou způsobeny drobnými změnami vylučování potu na kůži. Mezi funkcí potních žláz v kůži a vodivostí kůže platí přímá úměrnost. Čím více je potu, tím je kůže vodivější. Vylučování potních žláz je řízeno aktivitou sympatiku. Pomocí zpětné vazby proto můžeme tento autonomní proces monitorovat a dostat pod kontrolu jeho jinak spontánní odchylky (a tím i stres je způsobující). Podobně je tomu u měření teploty kůže. Pocit tepla představuje jeden z nejlepších identifikátorů tělesné relaxace. Můžeme ho pociťovat například v hrudi, anebo v oblasti břicha. Krevní tlak, dýchání a jeho frekvence jsou také značným ukazatelem rozpoložení člověka. Člověk nervózní, úzkostlivý či trpící hyperaktivitou má všechny tyto veličiny zvýšené. Všechny tyto tělesné projevy můžeme využít zpětně k navrácení organismu do klidového stavu, a to prostřednictvím biofeedbacku. U některých případů není v pozdějších stádiích tréninku zavedení zpětné vazby už ani potřeba. Stačí pacientovi pouze důkladně objasnit význam cvičení a jeho vztah k daným zdravotním problémům. Po pochopení tréninkového kritéria už může pacient cvičit své „zdraví“ sám. Tak například dechový trénink u generalizované[4] i panické[5] úzkosti má velmi dobré terapeutické efekty, neboť optimální diafragmatické a relaxované dýchání, kterému se pacient během prvních pár terapeutických sezení se zpětnou vazbou naučil, plynule okysličuje celý mozek a nežádoucí úzkostlivé pocity tak odbourává.

[4] Typickým projevem této poruchy je nadměrné zaobírání se starostmi a stresujícími myšlenkami, týkajícími se často běžných každodenních starostí.

[5] Opakované záchvaty masivní úzkosti (paniky), které nejsou omezeny na žádnou určitou situaci a pacient je neumí předvídat.

4. LEHKÉ MOZKOVÉ DYSFUNKCE A JEJICH TERAPIE POMOCÍ EEG BIOFEEDBACKU

Ačkoli zde jsou i aplikace, kde EEG-BFB terapie odstraňuje fyzické symptomy nemoci (bolesti zad, problémy trávení, zvýšený krevní tlak, zvýšená tepová frekvence, epileptické záchvaty), převážná část zájmu se soustředí především na oblast lidského psyché. Nuance od přirozeného chodu lidské psychiky mohou mít nejrůznější důsledky. Ty se mohou reflektovat např. ve změnách chování nebo fluktuacemi schopnosti koncentrace. Extrémem jsou pak projevy zpomaleného vývoje jedince, ať už s ohledem na inteligenci logickou nebo citovou. Všechny tyto projevy byly sdruženy do jednoho celku pod názvem lehké mozkové dysfunkce (LMD). V mezinárodní klasifikaci nemocí (MKN-10, 1992) jsou LMD zařazeny v oddíle duševních poruch a poruch chování (většina v F90, F91 a F98) a jsou označovány pojmem hyperkinetické poruchy. Přesnější výčet[6] a definice pro tento terminus medicus je následující [2]:

- Porucha pozornosti a soustředění (93%)
- Hyperaktivní syndrom (80%)
- Specifické poruchy učení: (26% - 40%)
    - Dyslexie
    - Dysgrafie
    - Dysortografie
    - Dyskalkulie
- Vývojové vady řeči (30% - 50%)
- Poruchy spánku: (67%)
- Potíže s usínáním
    - Nespavost
    - Enuréza
    - Noční děsy
- Poruchy chování (63%)
- Poruchy koordinace a motoriky (33%)

LMD zastřešuje řadu diagnóz, které mají společný základ. Lehká mozková dysfunkce není choroba s jedinou příčinou a jediným příznakem: kolik mentálních funkcí můžeme definovat, tolik lze nalézt jejich různých dysfunkcí. Jde o syndrom příznaků, které se mohou lišit či vyskytovat společně, avšak mají společného jmenovatele: oslabené funkce centrální nervové soustavy (CNS). Označuje lehké odchylky mentálního vývoje na základě oslabení CNS, které nejsou "těžkými" neurologickými poruchami, avšak mají společný základ v drobných poškozeních

- morfologických: snížený objem mozkové tkáně - šedé i bílé hmoty - ve frontálních oblastech
- neuroanatomických: odchylky od normální architektury neuronových spojení
- neurofyziologických: snížený průtok krve mozkem, nedostatečné okysličování nervových buněk, odchylky v elektrické aktivitě mozku

[6] Procentuální údaje v závorkách vyjadřují zastoupení daných případů LMD v souboru 324 dětí. Jedná se o výsledky studie z počátku 20. století vedené prof. MUDr. Třesohlavou. Podobná studie provedená nedávno v ČR prof. Matějčkem, doc. Dytrychem a Dr. Tylem na 6000 žácích 2. třídy ZŠ odhalila 18% dětí vykazujících zřetelné klinické znaky LMD a dalších 16% vykazujících znaky subklinické [2].

- psychofyziologických: nedostatečná úroveň bdělosti a pozornosti, potíže se soustředěním, pamětí, učením, poruchy pohybové koordinace, sluchové analýzy a syntézy, neustálý neklid,vývojové poruchy řeči apod.

U dětí se často setkáváme s nepozorností, zhoršenými školními výsledky, roztěkaností spojenou s podrážděností, ale také s problémy řečovými, častými nemocemi, dojmem neohrabanosti a nešikovnosti. V případě dospělých pak někdy pozorujeme netrpělivost, špatnou soustředěnost, zdánlivě ničím neodůvodněný deficit pracovní výkonnosti apod. Ne vždy za to může povaha. V mnoha případech se jedná o chybnou funkci mozku řadící se právě do kategorie LMD. Lehké dysfunkce mívají za následek těžký život. Jejich nositelé mají slabenou výkonnost a životní úspěšnost. Mají sklon k selháním a nehodám - za volantem, v kariéře, ve vztazích. Vzhledem k tomu, že nervový systém je těsně propojený s imunitním a hormonálním, bývají náchylnější k různým chorobám. Navíc podle výzkumů trpí těmito problémy každé šesté dítě předškolního nebo školního věku a každý desátý dospělý [2].

Detailní popis všech obměn LMD by jistě přesáhl rámec tohoto textu, proto popis zredukuji jen na tři modelové příklady. Jedním z nich je **porucha pozornosti** (ADD). Projevuje se ve škole, v práci a také ve společenských situacích. Společným ukazatelem na tuto skupinu lidí je neschopnost zapamatovat si i právě řečené informace, nespolehlivost, neuspořádanost myšlenek, nepromyšlenost jednání spojená až s jistou zbrklostí. Dotyční jakoby nevnímají, málokdy vydrží u daného úkolu do konce.

První jmenovaná porucha má často spojitost i s problémem hyperaktivity a impulzivity. Formálně se daná dysfunkce označuje jako syndrom **hyperaktivní poruchy pozornosti s impulzivitou** (ADHD). Impulzivita se projevuje netrpělivostí. Děti nedokážou čekat, předbíhají v řadě, skáčou do řeči a berou jiným věci z rukou. Dospělí pak mohou způsobit dopravní nehodu svým agresivním stylem jízdy a výpadky pozornosti. Hyperaktivita je synonymem roztěkanosti, kdy dítě nevydrží v klidu, má potřebu neustále někam běhat, otáčet se, hrát si a nadměrně mluvit.

ADD a ADHD má svůj nexus ve **specifické poruše učení** (SPU). „Specifické“ znamená, že důvodem slabšího prospěchu není snížený intelekt, ale určitá vývojová porucha. SPU dělíme na čtyři již zmíněné oblasti [14]:

- Dyslexie: porucha schopnosti naučit se číst, podmíněná poruchami v základních poznávacích schopnostech (schopnost rozlišovat a řadit písmena, skládat je v celek a mít představu, jak se vysloví).
- Dysgrafie: porucha psaní
- Dysortografie: porucha pravopisu
- Dyskalkulie: porucha počtářských schopností

V otázce příčin LMD se v současné době mnoho polemizuje. Poznatky z již ukončených výzkumů usuzují na více aspektů této problematiky. Jedním ze stanovisek je vliv dědičnosti a traumat. U více generací některých rodin byly vypozorovány sklony k jistým dysfunkcím v chování a vývoji CNS. Tyto společné znaky se přitom více projevovaly vždy u příbuzných prvního stupně[7]. Svou roli sehrávají i rizikové faktory v těhotenství (kouření

[7] V roce 1998 byl objeven gen, který přenáší dyslexii. Zajímavé je, že gen dyslexie je umístěn na chromozomu, který se podílí na řízení imunity - tento fakt je v souladu s pozorováním, že osoby s LMD jsou náchylnější k infekcím a alergiím [2].

a alkoholismus matky, virové infekce a úrazy) nebo obtíže při porodu (hypoxie, klešťový porod). Neblahý vliv mají i nemoci prodělané v prvních letech života (encafalitida atd.). Ve fyziologii mozku se tyto individuality projeví například menším množstvím šedé kůry mozkové, nedostatečným využitím glukózy v daných oblastech nebo sníženou produkcí neurotransmiterů, což třeba v případě serotoninu vede k depresi a pocitům úzkosti. Z empirické znalosti, že hyperaktivní jedinci propadají v dospělosti úzkostným náladám, je nám předchozí fakt důkazem.

LMD je někdy chybně označováno jako postižení moderní doby. V pravém slova smyslu se ovšem jedná o déle trvající problém, který díky postupům současné psychoanalýzy vstoupil do podvědomí veřejnosti teprve nedávno. Nynější populace je plná dospělých jedinců, jejichž nervový systém dozrál z prvotní LMD formy. Podle posledních poznatků se může v procesu dospívání ubírat stav LMD třemi různými vývojovými cestami. Jedna část postižených dozraje bez následků. Příznaky v jejich dětství však mohou být způsobeny předčasným porodem nebo nízkou porodní váhou. Druhá část ze souboru si svou vadu zachová, ovšem zvolí si takový směr své budoucí profese, v kterém daný hendikep neprojeví (dyskalkulik se uplatní v humanitních oblastech apod.) a tudíž nemůže svého nositele frustrovat. Toto maskování LMD může mít i tvar nucené kompenzace, např. dyslektik se naučí číst, ovšem při čtení na EEG vyšetření se stále projeví zpomalená činnost v daných oblastech mozku. Poslední podskupina ani nedozraje, ani nedokáže poruchy CNS kompenzovat a to obvykle vyústí v budoucí problémy sociální. Jedinců v této části je bohužel nejvíce.

Z výše uvedeného je zřejmé, že obvyklá fráze typu „však on z toho vyroste“ zde není zcela na svém místě a v nastupujícím trendu stále vyšších nároků na osobní výkony jedince (např. spojeno s potřebou udržet krok s dokonalostí techniky) bude případů LMD stále přibývat. Východisko je třeba hledat v moderních vědních disciplínách. Jednou z nich je následně popsaná metoda EEG biofeedback terapie.

5. EEG BIOFEEDBACK TERAPIE

Terapie EEG biofeedback (dále jen EBFT) je vysoce specifická metoda pro posílení žádoucí aktivace nervové soustavy, především pro trénink pozornosti a soustředění, sebeovládání a sebekázně (zklidnění impulzivity a hyperaktivity), zlepšení výkonů intelektu. Na rozdíl od farmakoterapie je účinek EEG biofeedbacku trvalý, protože se jedná o učení - co se mozek při tréninku naučí, už se nelze "odnaučit" [2, 14].

Tak jako všechny terapie pomocí biologické zpětné vazby je i EBFT léčebná metoda upravující chyby v autonomní regulaci fyziologických funkcí. Zde se přesněji jedná o samostatnou regulaci mozkové aktivity za přispění cílené inhibice specifických frekvencí EEG a zesilování jiných. Metoda má své historické podklady v šedesátých letech minulého století, kdy americký psycholog a neurofyziolog M.Barry Sterman z UCLA lékařské fakulty prováděl spánkové studie na kočkách. Zjistil, že rytmická EEG aktivita přibližně na 14 Hz je přítomna jak ve spánku, tak v bdělém stavu. Začal tedy tuto aktivitu u koček trénovat a dokázal, že po jistém čase u nich dochází k zjevným pozitivním změnám ve spánku i v bdělém stavu. Trénink EEG aktivity u koček spočíval v operantním podmiňování a byl rozdělen do dvou fází. V prvé, když kočky uviděly jídlo, musely zmáčknout páčku, která jim ho zpřístupnila. Když došlo ke zpevnění tohoto vzorce, byl celý proces zkomplikován. Kočka byla po zmáčknutí páčky odměněna, až když se ozval zvukový signál nebo se rozsvítilo světlo. K tomu, aby kočka dosáhla pozitivního zpevnění, se tedy musela naučit vyčkat na dva podněty jdoucí za sebou. Sterman zjistil, že ve fázi mezi oběma podněty – tedy ve fázi "čekání", se kočky nacházejí ve stavu hlubokého soustředění. Snímání EEG vykázalo převahu vln ve spektrech okolo 14 Hz (resp. 12 – 15 Hz). Vzhledem k tomu, že toto spektrum je vlastně na rozhraní alfa a beta frekvencí – tedy stavu relaxovaného a pasivní pozornosti a stavu aktivní vnější pozornosti, definoval Sterman tyto frekvence jak senzomotorický rytmus (SMR) anebo také rytmus "odříkavého soustředění" [15].

5.1 Historie

K rozvoji a širšímu zájmu o EEG-BFB došlo poté, co byl profesor Sterman požádán agenturou NASA o objasnění jevu, při kterém trpěli někteří astronauti na oběžné dráze halucinacemi, záchvaty a neopodstatněnými výkyvy nálad. Soudilo se, že příčinou může být inhalace kapiček uniklého raketového paliva, což se později také potvrdilo. Sterman pro svou práci využil koček trénovaných výše zmíněnou metodou a zjistil, že kočky, které prošly SMR tréninkem, vykazují mnohem vyšší práh odolnosti vůči intoxikaci organismu kapénkami paliva, nežli ty kočky, které výcvikem neprošly. Záchvaty se u trénované skupiny projevovaly méně. Studie tak prokázala, že lze ovlivnit chování tréninkem mozkových vln. Díky tomu bylo rozhodnuto o dalším rozvoji metody do všech oblastí souvisejících s dysfunkcí mozkové činnosti. V následujících letech pak byla publikována celá řada studií o příznivých výsledcích aplikace EEG-BFB při léčbě epilepsie, poruch pozornosti, učení, syndromu hyperaktivity apod. Zprvu jednoduché aplikace využívající analogovou nízkošumovou zesilovací techniku (např. alfa-BFB trénink) se s expanzí digitální počítačové techniky rozčlenily do mnoha samostatných modalit a pojem EEG-BFB se osamostatnil od neuroterapie.

V České republice je nestor EBFT školy PhDr. Jiří Tyl, který založil Biofeedback institut[8] při *ASOCIACI PRO APLIKOVANOU PSYCHOFYZIOLOGII A BIOFEEDBACK*

[8] http://www.eegbiofeedback.cz

(akreditováno Českou lékařskou společností v lednu 1997). Tato asociace si klade za cíl sdružovat komunitu zájemců o EEG-BFB, zkoumat a vyvíjet pokrokovou techniku EEG biofeedbacku, vytvářet nová terapeutická centra, psychologická pracoviště v oboru klinické nebo poradenské psychologie, provádět školených nových terapeutů, vytvořit metodický rámec pro EBFT a vůbec vybudovat solidní odbornou základnu pro rozvoj metody u nás.

5.2 Praktický náhled na EEG biofeedback terapii

Každé EBFT musí předcházet řada diagnostických postupů a vyšetření. Je nutné určit, jak moc je dané postižení závažné a která forma léčby bude mít největší výtěžnost s minimálními vedlejšími efekty. Pro vyloučení vlivu abnormalit v prokrvení mozkové tkáně lze v krajních případech využít i SPECT nebo PET. Po usouzení na EBFT jakožto na nejlepší způsob léčby vypadá hierarchie procesu nástupu k samotnému tréninku následovně:

1) příjmové sezení: Soubor úkonů sloužících pro seznámení terapeuta s pacientovým stavem a rovněž zasvěcení pacienta do teorie léčby. Jedná se především o amnestický a symptomatický pohovor, rozbor aktuálních potíží, obeznámení s úspěšností metody a sestavení individuálních postupů a vlastního hodnocení pacienta (diagnózy) podle symptomů.

2) EEG vyšetření: To se provádí pomocí elektroencefalografu, brain-mappingu, evokovaných potenciálů. Tyto vyšetření poukáží na zhoršené funkce mozku a tudíž i ty, které je nutno s pomocí terapie zlepšit.

3) Úvodní sezení: Zkušební EEG trénink k odhalení, jak je která metoda pro danou nápravu vhodná. Zde je třeba pacienta důsledně instruovat o správných formách dosažení požadovaných stavů relaxace či soustředění a dohlédnout na to, zda si tyto instrukce pacient skutečně vyložil správně. Toto sezení se opakuje v několika za sebou jdoucích kolech.

4) Samotný trénink dle vypracovaného harmonogramu s průběžnou kontrolou úspěšnosti.

Modely EEG biofeedbacku můžeme rozdělit do dvou základních typů:

1) **Výcvikový model (Sensomotorický rytmus a Beta trénink/tzv. trénink ve vysokofrekvenční oblasti)** je založen na teorii učení. Klade si za cíl zlepšení mentálních funkci a nápravu prokázaných poruch. Využívá se v něm známého kladného vlivu metody pokusu a omylu, kdy bez většího množství předchozích rad a znalostí pacient náhodným a samostatně zvoleným způsobem zkouší pozitivně ovlivnit svou mozkovou činnost. Pomocí vytrvalých opakujících se pokusů se učí nejrůznějšími možnými způsoby ovládat fyziologické funkce. Neúčinné nebo přímo škodlivé pokusy jsou pacientem zapamatovány a v příštích sezeních se jich již vyvaruje. Výsledkem pak je, že si pacient vytvoří vlastní představu o chodu jeho mozkové aktivity a s tím spojeno i vlastní příkazy pro její regulaci. Mozek se naučí přijímat řídící signály pacienta, stejně jako on se naučí tyto „rozkazy“ k mozku vysílat.
2) **Relaxační** neboli **antistresový model (Alfa a Theta trénink/ tzv. trénink v nízkofrekvenční oblasti)** je založen na pojetí stresu jakožto příčiny poruch z něho

vyplývajících, jako například hypertonie[9], bolest hlavy, úzkost. Zde se již přímo nejedná o cílenou snahu pochopit vztahy mezi mozkovou aktivitou a signály ji ovlivňujícími, jako spíše o uvedení se do stavu co největší psychické i fyzické relaxace nebo požadované tvořivosti. Pacient nemusí znát, jakým přesným způsobem se do tohoto stavu dostal. Hlavní je umět v něm setrvat bez nutnosti přílišného soustředění a usilovné psychické námahy.

Obvyklé doby terapií u různých dysfunkcí závisí jednak na věku pacienta tak na závažnosti postižení. Orientačně jsou shrnuty do následující *Tabulky 2*.

hyperaktivita a poruchy řeči, učení a pozornosti	40 sezení
poruchy spánků, úzkostné stavy, enuréza	20 sezení
epilepsie, mozková obrna, stavy po úrazech hlavy	>80 sezení

Tabulka 2) Délka terapie pro různé typy dysfunkcí

Obecné modely tréninkových programů pro různá postižení zatím nejsou zcela sjednoceny. Správný výběr frekvenčních pásem určených k inhibici nebo naopak ke stimulaci při odpovídajícím typu LMD je stále ve stádiu výzkumu a lze také říct, že je tato volba do jisté míry subjektivizována konkrétním pacientem. Proto pouze pro hrubou orientaci uvádím následující tabulku:

Název dysfunkce	Cvičené pásmo	Inhibované pásmo
ADD	SMR	θ
ADHD	SMR	δ
Poruchy učení	β, SMR	-
Insomnie	β	δ
Závislosti	SMR/β	α/θ

Tabulka 3) Obecné modely tréninkových programů EBFT

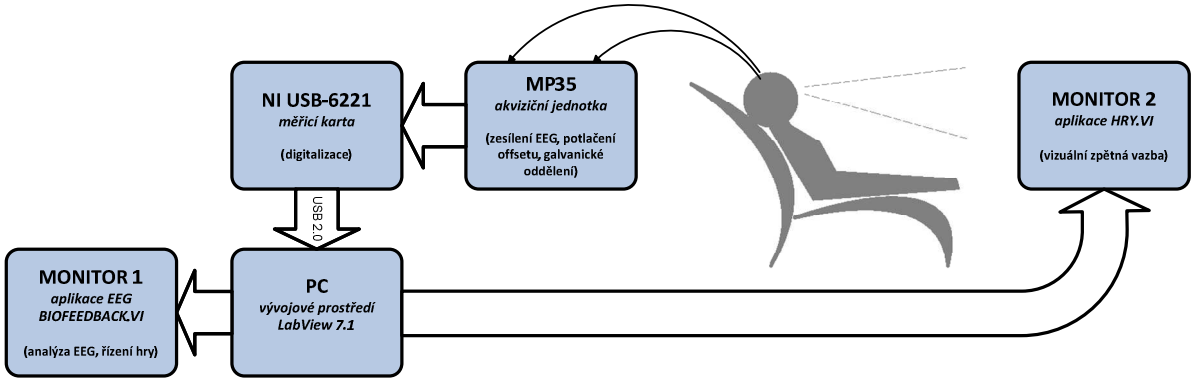
EEG biofeedback musí být veden odborníkem - psychologem, lékařem, speciálním pedagogem, který absolvoval speciální průpravu, včetně školení v neurofyziologii a psychoterapii, plus praktický výcvik. Právě na něm je volba nejvhodnější formy terapie a vysvětlení nejdůležitějších principů možné léčby pacientovi. Je mu svěřena úloha jakéhosi průvodce pacienta v začátcích terapie, který pomůže vnést změny do vnímání, obeznámit pacienta a jeho vnitřní dialog o jeho schopnosti samoregulace, o kontrole fyziologické odpovědi, myšlení, pocitů a chování. Do samotného probíhajícího tréninkového procesu však nesmí terapeut vstupovat příliš často. Měl by pouze před započetím sezení pacientovi vysvětlit vše potřebné, připomenout předchozí chyby či úspěchy a pak už jen pacienta v případě nutnosti navádět ke správnému řešení. Jak už bylo zmíněno, dosáhnutí maximálních výsledků v obou metodách je podmíněno hlavně tím, že si pacient sám uvědomí své vlastní autoregulační schopnosti a správnou cestu k řízení své mozkové aktivity nalezne s minimem cizí pomoci. Navíc pečlivé zkoumání svého vnitřního dialogu, který předchází, doprovází a následuje fyziologickou odpověď, může přinést zvýšení motivace k léčbě.

[9] Zvýšené napětí, zvýšený krevní tlak.

6. VLASTNÍ PRAKTICKÉ ŘEŠENÍ EEG BIOFEEDBACK TERAPIE

6.1 Hardwarová část řešení

Z výše uvedených kapitol vyplývá, že k praktické realizaci EBFT je třeba jednak část hardwarová provádějící snímání a zesílení EEG a pak také část softwarová pro zpracování signálu a jeho následnou analýzu k vytvoření žádané zpětné vazby. Vytvoření obou těchto částí najednou by zřejmě bylo nad rámec běžného zadání této diplomové práce a navíc s vývojem jakéhokoliv elektronického zařízení, které využívá elektricky vodivé spojení s lidským tělem, se nediskutabilně pojí prioritní požadavek bezpečnosti. Takové zařízení musí splňovat přísné bezpečnostní normy a jeho celkové technické provedení musí být navrhováno s maximální důrazem na ochranu uživatele/pacienta před úrazem elektrickým proudem a to jakoukoliv formou (srdeční zástava, šok, popáleniny, elektrolýza krve, …). Galvanické oddělení obvodu pacienta od zbytku elektrické soustavy je zde nezbytností. Jistého stupně ochrany lze dosáhnout také napájením z baterií o nízkém max. proudovém odběru. Zahrneme-li do úvah o návrhu hardwarové koncepce také fakt, že budeme snímat bioelektrické potenciály z mozku, jejichž rozsahy jsou řádově v jednotkách až stovkách mikrovoltů a jedná se tedy o napěťově nejslabší bioelektrické signály v těle vůbec, dostaneme ve výsledku požadavek na velice citlivý přístroj s dokonalým stíněním a elektromagnetickou kompatibilitou. Lékařské přístroje pracující se signálem EEG musí obsahovat co možná nejpreciznější nízkošumovou zesilovací elektroniku, přesné filtry a další prvky, které jsou schopny přenést signál ze vstupu na výstup s co největším zesílením a minimálním skreslením v oblasti pásma žádaných kmitočtů.



Obrázek 8) Vlastní přístrojové zapojení

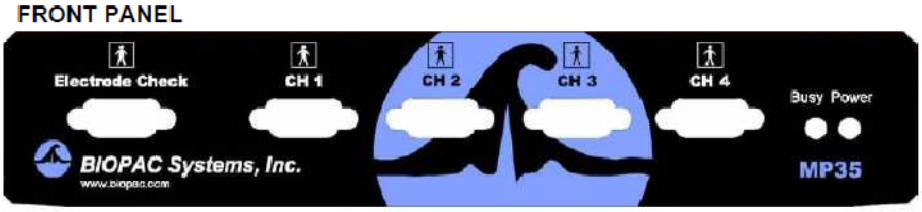
Z těchto důvodu jsem se rozhodl využít školní vybavení k daným aplikacím přímo určené, konkrétně zařízení MP35 sdružené s programovým balíkem **Biopac Student Lab PRO**® firmy ©**BIOPAC Systems, Inc**.[10] Jedná se o plně automatickou akviziční jednotku pro sběr analogových dat nejrůznějšího biologického charakteru (tlak, teplota, dechový výdej, EEG, EKG, apod.) a následný export do počítačové aplikace pro výuku teorie biologických signálů.

[10] http://www.biopac.com/

Tato sběrná jednotka provádí všechny úkony potřebné pro následnou práci s biologickými daty pomocí počítačové techniky. Jedná se o zesílení, filtraci a konečnou digitalizaci. Digitální prezentace dat proudí do počítače přes USB rozhraní, ale kromě toho obsahuje zařízení také analogový výstupní port, odkud lze odebírat zesílený signál z libovolného ze čtyř vstupních portů. MP35 ACQUISITION UNITE splňuje zvláštní požadavky na bezpečnost zdravotnických přístrojů jakožto i požadavky na elektromagnetickou kompatibilitu dle normy EN 60601-1 schválené pro ČR Českým normalizačním institutem Praha. Protože přístroj obsahuje příslušné ochranné prvky, zbavíme se jeho využitím v našem zapojení všech rizik plynoucích pro pokusnou osobu a měření se stane bezpečné. Další výhody plynou z dostatečného odstínění a nízkého vlastního šumu vnitřních obvodů zařízení. Poměr SNR na výstupu by měl být teoreticky téměř shodný s poměrem signál šum na přívodních kabelech vstupního portu jednotky.

Obrázek 9) MP35 akviziční jednotka [3]

Následující technická specifika MP35 akviziční jednotky budou silně redukována v souvislosti s jejím omezeným využitím pro naše účely. Jak už bylo zmíněno, jednotka je především určena pro získávání biologických dat pro následnou počítačovou analýzu. My ji však budeme využívat pouze jako zesilovač EEG signálu a vlastní analýzou se bude zabývat až naše aplikace v prostředí LabView. Tomu se dostane žádaných dat z analogového výstupu MP35 prostřednictvím počítačové měřící karty[11] (viz dále).

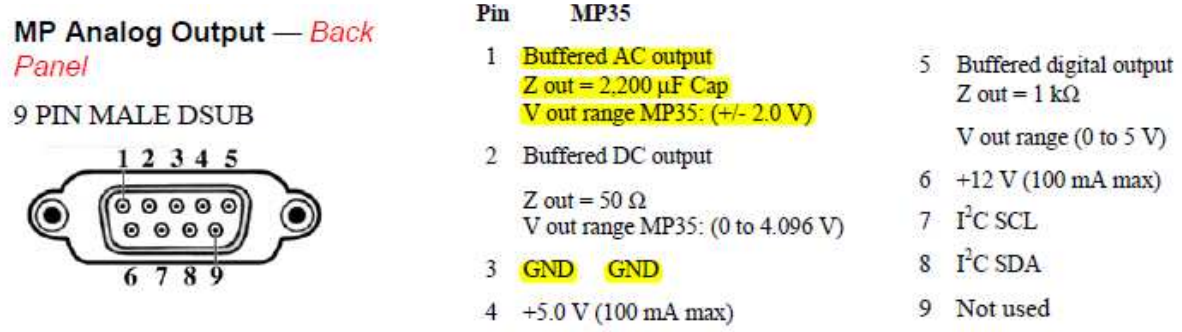


Obrázek 10) Přední panel akviziční jednotky MP35 [3]

[11] Pozorný čtenář se teď jistě ptá, proč vlastně úsek měřicí karty zcela nevynecháme a raději softwarově neimportujeme data z obslužné aplikace MP35 (Biopac) přímo do naší aplikace v prostředí LabView. Důvodem by byla nutnost neoprávněného „nabouraní“ protokolů systému Biopac a vniknutí do jeho datových registrů. K tomu by bylo třeba mít korektní informace o stavbě tohoto systému, což je firemní „know-how“ každého výrobce.

Obrázek 11) Zadní panel akviziční jednotky MP35 [3]

Přední panel MP35 obsahuje dva indikátory stavu zařízení, port testu elektrod a čtyři devítipinové analogové vstupní porty (CH1 až CH4). Každý z těchto portů slouží k připojení snímače žádané biologické veličiny. Zadní strana přístroje je pak vybavena jedním vstup-výstupním portem ke komunikaci s číslicovými přístroji, dále jedním BNC konektorem pro vzájemnou synchronizaci více MP35 jednotek, Jack 3,5 mm konektorem pro připojení stereofonních sluchátek (zvukové evokované potenciály), sériovým portem a USB portem pro přenos digitalizovaného signálu do počítače a komunikaci s aplikací Biopac a samozřejmě vstupem pro napájení ze sítě. Poslední, pro nás důležitým výstupem je analogový devítipinový DSUB port pro zesílení snímaného signálu a jeho následný přenos např. do sluchátek. Nákres předního a zadního panelu je na *Obrázku 10* a *Obrázku 11* a význam jednotlivých pinů výstupního portu zase uvádí *Obrázek 12*. Pro účel naší aplikaci je využit pouze pin číslo 1 a pin číslo 3 výstupního portu. Základní vlastnosti MP35 jsou uvedeny v *Příloze č. 1*, přičemž pro náš účel zajímavé parametry jsou označeny žlutou barvou.



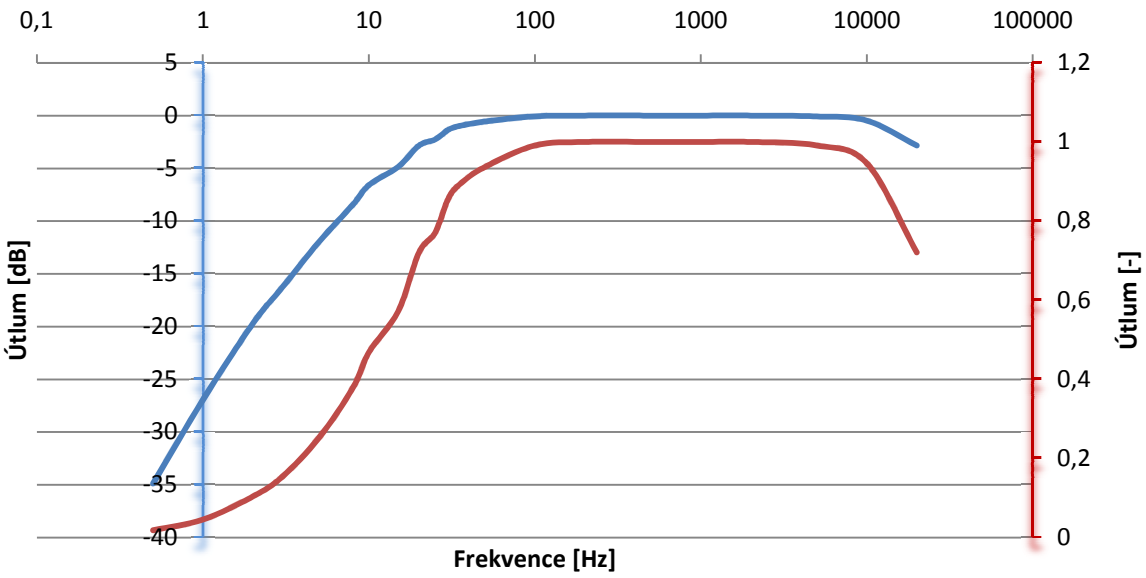
Obrázek 12) Zapojení portu analogového výstupu MP35 [3]

Odstup signálu od šumu každého ze vstupních kanálů je dle výrobce větší než 90 dB. Napěťový rozsah všech kanálů je 400 µVp-p až 2 Vp-p. Tato hodnota je daná nastaveným zesílením MP35 akviziční jednotky, které může být zvoleno skokově v hodnotách násobků 10, 20, 50, 100, 200, 500, 1000, 2000, 5000, 10 000, 20 000, 50 000. My budeme z důvodu nízkých napěťových hodnot EEG signálu používat dvě poslední hodnoty zesílení. Před digitální filtrací je rozlišení A/D převodníků na vstupu dáno čtyřiadvaceti bity, což ve výsledku nabízí 16 777 216 kvantizačních úrovní pro vstupní rozsah. Poté je v obvodu přístroje zařazena banka tří IIR filtrů druhého řádu pro každý kanál. Tyto filtry mohou být nastaveny nezávisle a dle výrobce jsou spíše určeny pro filtrování síťového kmitočtu a spektrálních složek nižších polovině Hertzu než pro výběr zájmového frekvenčního pásma. Tyto filtry lze softwarově nastavit pomocí aplikace Biopac jako horní propusti o mezních

frekvencích 0.05 Hz a 0.5 Hz nebo dolní propusti o mezních frekvencích 1 kHz a 5 kHz. Jelikož zájmové pásmo spektra EEG signálu bude v našem programu 0,5 Hz až 35 Hz, zvolíme druhou mezní frekvenci horní propusti. Tím se také více utlumí artefakty spojené s pomalými kolísáními nulové izolinie napětí (změna impedance vlivem dýchacího cyklu, měnící se půlčlánkové napětí elektrod apod.).

Po této hardwarové filtraci se signál v přístroji rozděluje do dvou paralelních větví. V první z nich je další filtrace a tudíž i výběr žádaného frekvenčního pásma prováděna pomocí softwarových filtrů a takto ošetřený signál je dále přes univerzální sériovou sběrnici posílán do počítače k dalšímu zpracování. Druhá větev je vedena na 12 bitový D/A převodník (4096 napěťových úrovní) a odtud na zmíněný ANALOG OUTPUT port. Z toho je zřejmé, že jednotka MP35 může v našem případě opravdu sloužit pouze jako zesilovač napětí s dolní propustí a potřebná pásmová propust bude muset být vytvořena až v samotné aplikaci pomocí LabView subVI. Výstupní kanál má impedanci 50 Ω, je možné ho zatížit maximálním proudem 10 mA a jeho napěťový rozsah činí ± 2.048 V. Z toho lze vypočítat maximální zesílení, které nastavíme na jednotce MP35. Jestliže největší amplitudou disponuje pásmo delta a její hodnota je asi 200 μV (viz kapitola 2.3), způsobil by násobek padesáti tisíci velikost výstupní amplitudy 10 V, což by přesahovalo výstupní rozsah a projevilo se ořezáním výstupního signálu. Z tohoto důvodu by bylo nejvhodnější zesílení dvaceti tisíci, při kterém by výsledná amplituda 4 V využila téměř celý dynamický rozsah výstupu. V praxi ale brzy zjistíme, že s přispěním útlumu na snímacích elektrodách a přívodních vodičích klesne amplituda vstupního signálu tak, že budeme moci využít i zesílení padesáti tisíci.

Jednou z vývojových alternativ mé aplikace pro EBFT byla snaha načítat EEG signál zesílený z ANALOG OUTPUT portu jednotky MP35 pomocí zvukové karty počítače. Výhoda tohoto pohodlného řešení oproti použití měřící karty spočívá v jednodušším návrhu programu v prostředí LabView. Navíc základní verze tohoto grafického programování má v sobě implementovány ovladače pro práci s většinou běžných zvukových zařízení a není tudíž třeba žádné softwarové rozšíření. I přes všechna pozitiva se ale nakonec ukázala tato myšlenka nepraktická a to z důvodu frekvenční přenosové funkce vstupního kanálu většiny zvukových karet. Z *Grafu 1* lze vidět, že jeho použití by bylo vhodné ve spektrální oblasti vyšší než cca. 40 Hz, tedy v oblasti plata charakteristiky této pásmové propusti. Oblastí našeho zájmu jsou složky spektra mezi 0.5 Hz a 35 Hz, což je bohužel právě oblast vzestupné hrany charakteristiky. Tlumeny jsou ironicky právě důležité frekvenční složky a redundantní vyšší frekvence jsou propouštěny. Útlum zde činí 20 dB na dekádu. Není proto vyloučeno, že by v případě nízké úrovně snímaných mozkových potenciálů takto pracující parazitní filtr „neutopil“ nejnižší EEG pásma v šumu.



Graf 1) Frekvenční přenosová charakteristika vstupního kanálu zvukové karty ADI AD1986

I přes tyto skutečnosti je možnost načítat signál skrze měřící kartu v konečném programu ponechána. Důvodem je především úspora času. Díky ní jsem totiž mohl ladit některé funkce konečného programu s minimem nutnosti využívat školní vybavení. Z praktických měření lze navíc tvrdit, že ve velmi vhodných podmínkách je kvalita takto získaného signálu (myšleno ukazatelem SNR) dostatečná. Typové označení chipové sady mnou používané karty je ADI AD1986, výrobcem je Analog Devices, Inc. Karta obsahuje 20-bitový A/D převodník. Napěťový rozsah jejího vstupního kanálu činí 1,47 Vp-p a signál je do ní z jednotky MP35 přiváděn stíněným kabelem používaným v běžné audio technice. Na jeho konci je pak klasický monofonní JACK 3.5 mm konektor.

Druhým důležitým článkem přístrojové sestavy naší aplikace je měřící karta NI USB-6221. Tento výkonný multifunkční modul pro získávání dat je produktem firmy **National Instruments**® a přestože je uzpůsoben pro práci i pod jinými programovacími jazyky (Visual Basic 6, C, C++,…), jeho hlavní využití se neodmyslitelně pojí s vývojovým prostředím LabView verze 7.1 nebo pozdější. V podstatě se jedná o univerzální měřící kartu, která komunikuje s osobním počítačem přes USB sběrnici a k této komunikaci využívá balík ovladačů skupiny NI-DAQmx. Zařízení obsahuje šestnáct analogových vstupů (16 v jednoduchém zapojení nebo 8 v diferenčním), dva výstupy, 24 vstup/výstupních digitálních kanálů a dva čítače/časovače. Specifika jednoho analogového vstupu uvádí následující tabulka.

Max. vzorkovací frekvence	250.103 kHz	**Citlivost při max.rozs.**	97.6 µV
A/D převodník	16 bitů	**Citlivost při min. roz.**	5.2 µV
Vstupní napěťové rozsahy	±10 V, ±5 V, ±1 V, ±0.2 V	**CMRR**	92 dB
Velikost vyrovnávací paměti	4095 vzorků	**Vstupní impedance**	>10 GΩ paralelně při 100 pF

Tabulka 4) Vlastnosti vstupního kanálu měřící karty NI USB-6221

V naší úloze plní toto zařízení úlohu digitalizéru. Využíváme jej jako A/D převodník signálu jdoucího s analogového výstupního portu akviziční jednotky MP35. Data v číslicové podobě jsou posílána do počítače a následně zpracovávána aplikací pro EEG biofeedback terapii. Celkové schéma přístrojového zapojení pro počítačovou akvizici znázorňuje *Obrázek 8*.

Obrázek 13) Univerzální měřící karta NI USB-6221

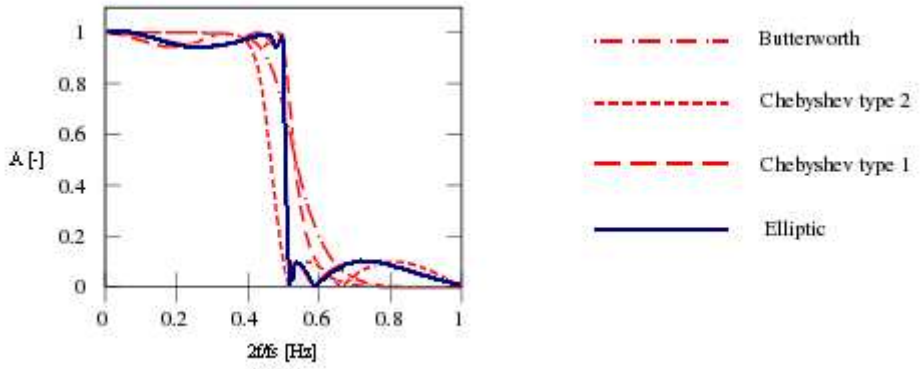
Velký důraz musíme také klást na elektrodový set, kterým snímáme elektrické potenciály z povrchu hlavy. Elektrody společně s vodivou pastou jsou potenciálními zdroji artefaktů. Organická tkáň epiderma a coria se v podstatě chová jako elektrolyt. Je to vodič druhé třídy (vodivost zajišťuje proud iontů), kovová elektroda s přívodními vodiči je vodič první třídy (přenos náboje zajišťují volné elektrony). Rozhraní elektroda-elektrolyt logicky vytvoří přechod, ve kterém dochází ke změně typu elektrické vodivosti. Toto rozhraní je zapojeno v sérii se snímaným signálem, a proto mohou nevhodné vlastnosti elektrod významně zhoršit kvalitu přenosu tohoto signálu do zesilovače. Potýkáme se jednak s půlčlánkovým potenciálem elektrod, tak i s pohybovými artefakty a jinými problémy.

Půlčlánkový neboli elektrodový potenciál je rozdíl elektrického potenciálu elektrody a elektrolytu. Je dán rozdílným zastoupením nábojů na obou stranách rozhraní, kdy z elektrody vystupují vlivem oxidace kationty do elektrolytu a převažuje v ní záporný náboj. Promícháme-li elektrolyt (např. tělesným pohybem), dojde ke změně koncentrace iontů kolem elektrod a tím pádem i změně velikosti jimi snímaného napětí (jev pohybového artefaktu). Je navíc velmi důležité používat vždy stejné dvojice elektrod, čili elektrody o stejné hodnotě půlčlánkového napětí. Při nedodržení tohoto požadavku může mezi dvěma rozdílnými elektrodami vzniknout takové napětí, které by saturovalo vstupní obvod diferenčního zesilovače.

V současné době jsou nejvíce využívané plovoucí elektrody Ag-AgCl. Jsou to elektrody prvního druhu, jinými slovy kovové elektrody ponořené do elektrolytu obsahujícího kationy stejného kovu, jako je samotná elektroda. My využijeme nalepovacích stíněných elektrod typu **EL254S** nebo **EL502.** Díky použitým materiálům nedráždí tyto elektrody tkáň a navíc obsahují vlastní vodivý gel, který kompenzuje nerovnosti povrchu pod plochou elektrody. Zapojení elektrod určuje MP35 akviziční jednotka jako bipolární. Pár aktivních elektrod bude umístěno v oblasti hlavy podle aktuálního tréninkového modelu a další referenční (zemnicí) umístíme do oblasti nejmenší elektrické aktivity. Touto oblastí může být např. ušní lalůček. Měří se tedy rozdíl napětí mezi dvěma aktivními elektrodami vztaženo k elektrodě zemnící. Zapojení ukazuje *Příloha č. 2*.

6.2 Číslicová filtrace

Konečná filtrace signálu je provedena softwarově až v samotném programu. K tomu jsou využity subVI provádějící výpočet koeficientů impulsní charakteristiky filtru na základě požadavků na filtr kladených a subVI konající samotnou filtraci. Tímto způsobem jsou vytvořeny celkem čtyři rozdílné IIR filtry a jeden FIR filtr. První čtveřice pásmových propustí tvoří banku číslicových IIR filtrů a vymezuje jednotlivá EEG pásma v pořadí (Delta, Theta, Alfa, Beta). Tato klasifikace frekvenční škály slouží čistě pro informativní zobrazení časových průběhů jednotlivých pásem na monitoru terapeuta. V samotné analýze není nijak využita. Proto lze upřednostnit požadavek větší strmosti přechodů propustností nad požadavkem minimálního zvlnění frekvenční charakteristiky v propustném pásmu. Z tohoto důvodu jsem volil eliptické filtry (pátého řádu) typu IIR. IIR filtry potřebují oproti FIR filtrům mnohem menší řád přenosové funkce k dosažení totožné odezvy. Klesají tak nároky na paměť při výpočtu koeficientů a stavových proměnných a tím i zpoždění při zpracování vstupních vzorků.



Obrázek 14) Příklad frekvenční charakteristiky DP IIR filtrů

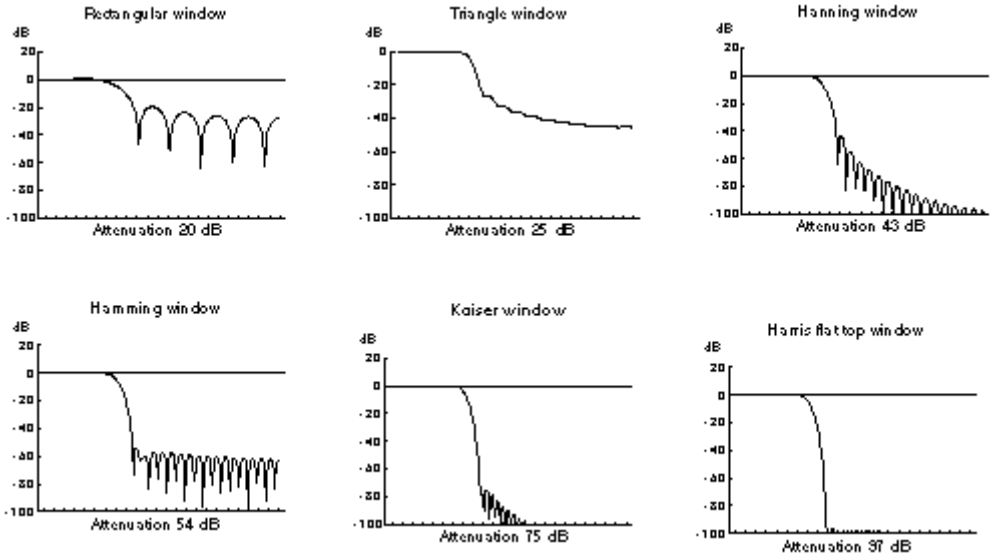
Poslední, pátý FIR filtr typu dolní propust s mezní frekvencí 40 Hz filtruje vstupní signál pro následné zpracování, vyhodnocení a výpočet úspěšností terapeutických tréninků. Z tohoto důvodu si nepřejeme velké zpoždění ve filtrační větvi a současně požadujeme minimální zkreslení signálu a hlavně stabilitu filtru. Typ filtrů s konečnou impulsní charakteristikou jsem tedy volil zejména pro jejich stabilitu (neoscilují), možnost lineární fázové charakteristiky a tím i konstantního skupinového zpoždění (nemění tvar signálu). Sice FIR více zpožďují vstupní signál oproti druhému typu, ale jelikož zde není –jak je popsáno později- prioritou strmost přechodu z propustného pásma do pásma zádržného, vystačíme si s délkou impulsní charakteristiky rovnou padesáti vzorkům. Zpoždění signálu je proto dle vztahu[12] *(1)* rovno 25-ti vzorkům, což je při vzorkovací frekvenci 250 Hz desetina vteřiny.

(1)

Jak bude popsáno v kapitole 6.4, celková aktivita v daném EEG pásmu se v programu vyhodnocuje z průměru výkonu všech spektrálních čar v tomto pásmu obsažených a tyto

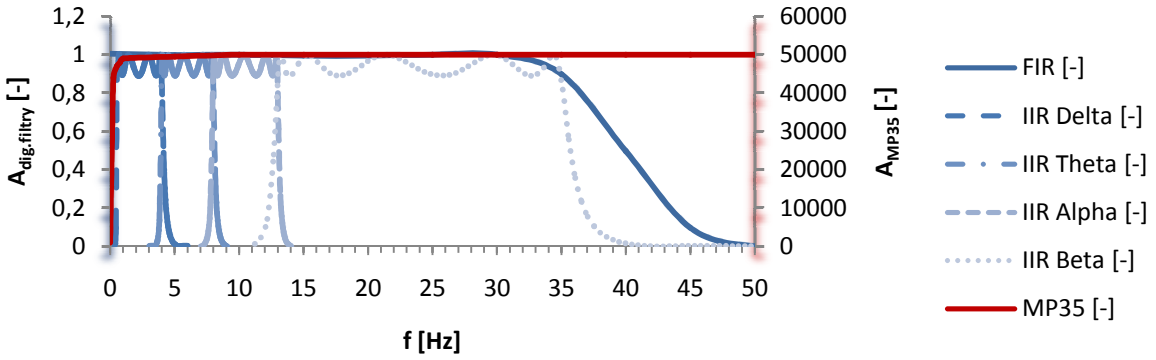
[12] Přesný vztah pro zpoždění FIR filtrů je dán strukturou jejich algoritmu.

spektrální čáry jsou z celého frekvenčního spektra extrahovány váhováním pomocí obdélníkového okna. Aktivita v úzké blízkosti žádaného pásma se proto do průměru tohoto pásma nezapočítává a pásma se vzájemně neovlivňují (to ovšem platí pouze za předpokladu dostatečného rozlišení frekvenční osy spektra). Ze stejného důvodu pro nás není ani příliš relevantní náběžná a sestupná část frekvenční charakteristiky (včetně vzniklého napěťového offsetu). Naopak pro korektní měření nám stačí udržet celé hraniční EEG pásmo Beta v propustné oblasti dolní propusti dané maximálním poklesem o 3dB.



Obrázek 15) Frekvenční charakteristiky FIR filtrů s různými typy váhových oken

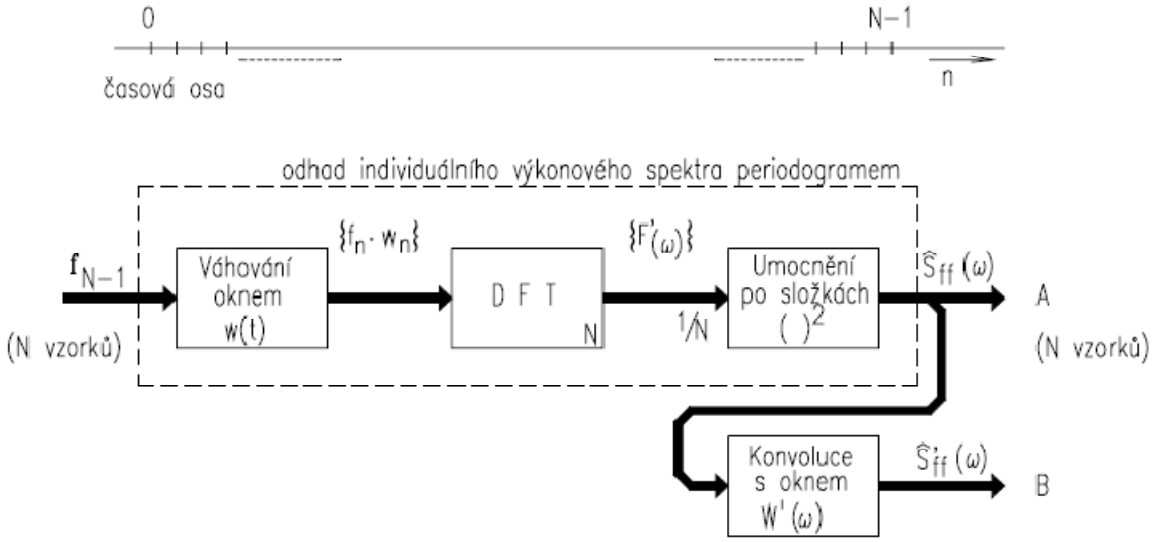
Z uvedeného vyplývá, že v našem případě je nejvíce směrodatným parametrem (hned vedle zpoždění výstupního signálu) plochost amplitudové frekvenční charakteristiky. Projeví-li se vlivem zvlnění plata modulu frekvenční charakteristiky nějaké diference mezi útlumem jednotlivých harmonických komponent, může to vést až k chybnému vyhodnocení úspěšnosti tréninku. Z tohoto důvodu je třeba vhodným váhováním impulsní charakteristiky posledního FIR filtru toto zvlnění eliminovat. Volíme takové váhové okno, které ve výsledku způsobí nejmenší zvlnění. Nejvhodnějším adeptem je Kaiserovo okno, které vykazuje největší útlum vedlejších laloků frekvenční charakteristiky. Výsledná amplitudová frekvenční charakteristika tvořena dílčími filtry použitými v aplikaci je znázorněna na následujícím obrázku.



Graf 2) Modul frekvenčních charakteristik použitých filtrů

6.3 Časově - frekvenční analýza

Chceme-li ze signálu získat informace jinak nečitelné, je třeba signál upravit. Nejefektivnější metodou úpravy signálu je aplikace matematické transformace. Často nás zajímá informace skrytá v jeho frekvenčním obsahu, pro což s výhodou využíváme algoritmu Fourierovy transformace. V této souvislosti lze signály rozdělit podle změny frekvenčního složení v čase na *signály stacionární* (konstantní frekvence) a *nestacionární* (frekvence se v čase mění). EEG signál můžeme zařadit do skupiny nestacionárních stochastických signálů. Pro takovéto signály je charakteristická výrazná změna jejich parametrů v čase bez možnosti jejich analytického popisu. Jejich lokální pravděpodobnostní charakteristiky jsou pro různé časové okamžiky obecně odlišné (klasifikátory jsou střední hodnota a rozptyl, které nejsou pro jmenovanou skupinu konstantní). Naopak stacionární signály mají lokální střední hodnotu a autokorelační funkci časově invariantní.



Obrázek 16) Princip výpočtu individuálního výkonového spektra periodogramem [4]

U nestacionárních signálů ztrácíme aplikací FT časovou informaci. Pro její zachování se používá *Fourierova transformace s oknem* (Short-time Fourier Transform; STFT, v literatuře také označovaná jako windowed Fourier transform, krátkodobá FT, Gaborova transformace). Aplikace STFT na signál vypadá tak, že signál rozdělíme na intervaly, v nichž lze považovat signál za stacionární deterministický (signál popsatelný v rámci jednoho úseku časově neměnnými statickými parametry). Pro jednotlivé úseky můžeme uvažovat, že se spektrální složení nemění. Signál v každém intervalu pak násobíme *časovou okénkovou funkcí* (*w*, časové okénko) a provedeme FT. Popsaným postupem dostaneme jednorozměrné pole realizací krátkodobých DFT neboli sadu po sobě jdoucích frekvenčních spekter. 3D zobrazení tohoto pole se nazývá spektrogram, nezávisle proměnnými jsou zde frekvence a čas a závisle proměnnou je amplituda. U takovéhoto vyjádření frekvenčního obsahu signálu zohledňujeme především rozlišení frekvenční a časové osy spektrogramu. Obě hodnoty jsou závislé na délce časového okna (neboli počtu vzorků signálu v daném úseku), přičemž první hodnota závisí na zmíněném parametru přímo úměrně a druhá nepřímo úměrně. Rozlišení časové lze do značné míry zlepšit volbou překrývání oken, kdy každá nová realizace není tvořena ze vždy nových N vzorků, ale zahrnuje současně i část vzorků z realizace předchozí. Podle délky překryté části pak označujeme okna jako (1/2)*N, (1/3)*N, (2/3)*N apod.

V praxi se většinou získává odhad spektra náhodného signálu celé jeho délky průměrováním dílčích spekter jednotlivých jeho realizací (z jednotlivých úseků signálu). Průměrovat je přitom nutné absolutní hodnoty spekter, nikoli jejich komplexní tvary, které díky náhodným fázím stochastického signálu konvergují k nule [4]. Z tohoto důvodu se jednotlivé dílčí frekvenční obsahy nejčastěji vyjadřují pomocí tzv. *dílčích výkonových spekter*. Jedná se o kvadráty amplitud spektrálních složek a v podstatě mluvíme o výkonu daného úseku signálu připadajícího na jednotku frekvence. Tato nepřímá definice poukazuje současně na jednotku, v kterých je aktivita daného pásma udávána. Je-li totiž signál charakterizován například fyzikální veličinou napětí s jednotkami ve Voltech, je její kvadrát úměrný okamžitému výkonu v jednotkách V^2 neboli Wattech (pokud vztahujeme napětí k odporu 1 Ω). To vše poděleno šířkou uvažovaného pásma jedné „spektrální čáry" pak dává jednotku $W.Hz^{-1}$ nebo $V^2.Hz^{-1}$. U stacionárních náhodných procesů se také setkáváme s označením *spektrální výkonové hustoty*. Jedná se o průměrování jednotlivých dílčích výkonových spekter z množiny M realizací (tzv. *Welchova metoda modifikovaných periodogramů*). Její definice formovaná jako „výkon signálu na odporu 1 Ω v kmitočtovém pásmu o šířce 1 Hz" nám v podstatě říká, že jde o jeden a tentýž pojem.

V aplikaci EEG Biofeedback realizuje výpočet individuálních výkonových spekter blok subVI s názvem *Auto Power Spectrum.VI*, což je v podstatě algoritmus výpočtu jednostranného výkonového spektra pomocí součinu komplexního a komplexně sdruženého spektra (viz rovnice *(2)*). Symbol *i* zde udává index příslušné spektrální realizace a *N* zase počet vzorků v jednom úseku vstupního signálu, přičemž rozlišení frekvenční osy rovné právě jednomu Hertzi[13] zde definuje výslednou jednotku jako V^2_{rms} . Umocnění N^2 je zde ve významu jednostranného výkonového spektra.

$$ {}_{w_i}S_{ff}(k\Omega) = \frac{\left|F_{w_i}\right|^2}{N^2} = \frac{F_{w_i}(k\Omega)\cdot F^*_{w_i}(k\Omega)}{N^2} = \frac{\left(\sum_{n=0}^{N-1} f_{w_i}(n)e^{-jk\Omega nt}\right)\cdot\left(\sum_{m=0}^{N-1} f_{w_i}(m)e^{jk\Omega mt}\right)}{N^2} \qquad (2) $$

Každý úsek signálu váhujeme obdélníkovým oknem o délce N=250 vzorků. Pravoúhlý tvar okna volíme kvůli nejlepšímu kmitočtovému rozlišení. Tomuto parametru dáváme v našem případě větší důležitost než omezení dynamického rozsahu vlivem nízkého odstupu prvního postranního laloku modulové frekvenční charakteristiky vybraného okna. Diference možných amplitud mezi jednotlivými pásmy EEG signálu nejsou tak vysoké, aby docházelo k nežádoucímu maskování slabších signálů frekvenčně blízkých silnějšímu signálu. Spodní hranici délky okna udává nejnižší kmitočet v signálu, který si přejeme zachytit. Obecně také platí, že frekvenční rozlišení stoupá přímo úměrně s délkou okna. Ačkoliv bychom zvyšováním délky okna dosáhli většího frekvenčního rozlišení (časové rozlišení se vlivem překrývání oken stává na délce okna do značné míry invariantní), zhoršili bychom dynamický rozsah a rychlost odezev jednotlivých složek spektra na náhlé změny amplitud v odpovídajících kmitočtových pásmech, zejména pak těch vyšších. Délku okna proto musíme volit jako kompromis všech těchto požadavků.

Vstupní signál je vzorkován kmitočtem 250 Hz, což platí pro všechny tři režimy (načítání z měřící karty, ze zvukové karty a ze souboru). Tato hodnota je při uvažování nejvyšší zájmové harmonické složky rovné 35-ti Hz více než dostačující (viz Shannon-Nyquistův teorém, aliasing) a byla zvolena v zájmu zachování detailnějšího tvaru EEG

[13] Délka signálu v jedné realizaci je shodná se vzorkovacím kmitočtem signálu.

signálu pro jeho záznam a pozdější vykreslení. Překrytí okna činí N/10 neboli 25 vzorků. To vše ve výsledku znamená, že desetkrát za vteřinu (Δt=100ms) je vypočítáno a současně vykresleno jednostranné výkonové spektrum z úseku signálu o délce 1s. Rozlišení frekvenční osy spekter je dle vztahu $\Delta f = fvz/N$ rovno 1 Hz. Obnovovací frekvence 10 Hz by měla dostatečná k vyvolání zpětnovazebních smyček v neuronové síti lidského mozku a tím i vytvoření efektivního procesu učení a autoregulace.

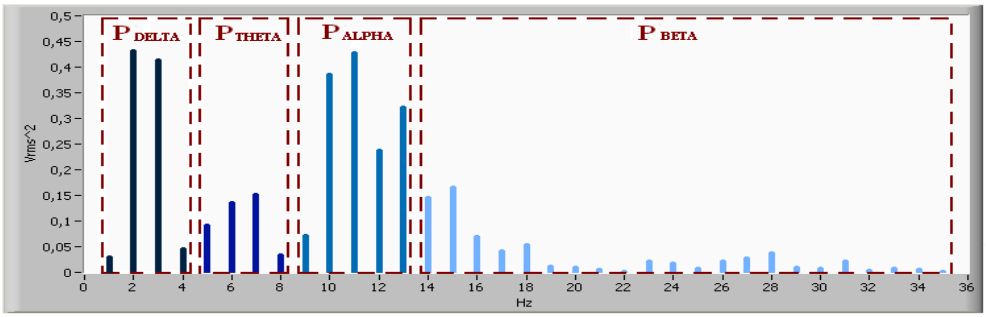
6.4 Návrh zpětné vazby

Klíčovou podmínkou použitelnosti metody je správné navázání vizuálních prostředků zpětnovazební smyčky na sledovaný parametr snímaného signálu. Tento parametr zde představuje okamžitá aktivita v příslušných EEG pásmech a tu můžeme ze signálu získat několika rozdílnými metodami. Tato práce se z nich zabývá dvěma níže uvedenými.

1) **<u>Metoda průměrování spektrálních čar:</u>**

Vhodným indikátorem aktivity EEG pásem je periodogram popsaný v kapitole 6.3. Průměrováním všech spektrálních čar příslušejících svému EEG pásmu tak získáme vhodnou aproximaci této aktivity, kterou pak lze použít k vyhodnocení úspěšnosti tréninku. Přesnost této metody stoupá s rozlišením frekvenční osy spektrogramu a klesá s prosakováním spektra (vliv volby použitého váhového okna). Principiálně tuto metodu vysvětluje *Obrázek 17*. Index n zde uvádí pořadí spektrální složky v individuálním výkonovém spektru S.

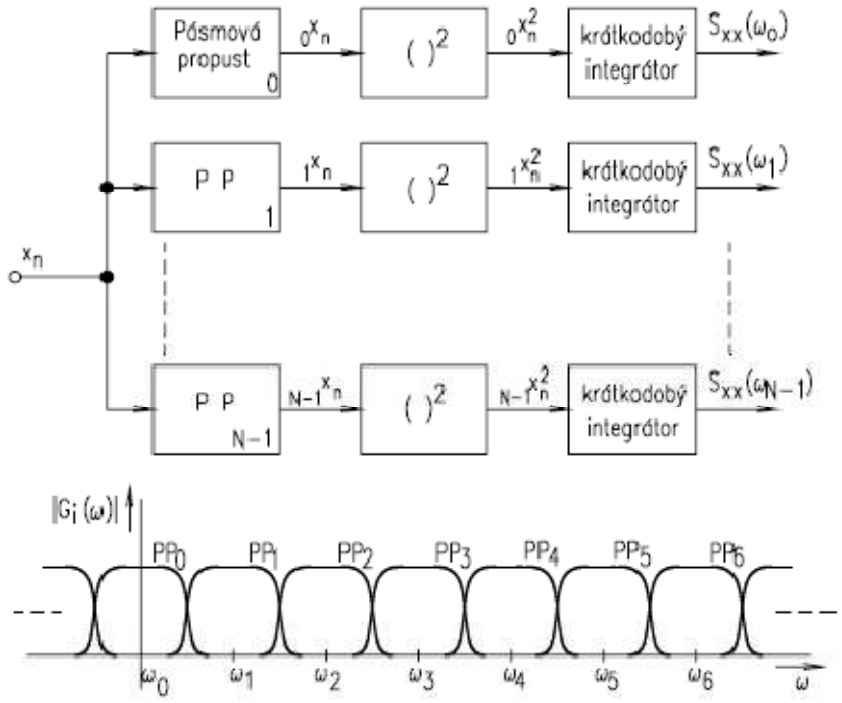
$$P_{DELTA} = \frac{1}{4}\sum_{n=1}^{4} S(n)\,;\; P_{THETA} = \frac{1}{4}\sum_{n=5}^{8} S(n)\,;\; P_{ALPHA} = \frac{1}{5}\sum_{n=9}^{13} S(n)\,;\; P_{BETA} = \frac{1}{4}\sum_{n=14}^{35} S(n) \qquad (3)$$



Obrázek 17) Princip metody průměrování spektrálních čar

2) **<u>Metoda odhadu výkonových spekter pomocí banky filtrů:</u>**

Principiální schéma metody uvedené na *Obrázku 18* říká, že vstupní signál je nejprve rozdělen na dílčí frekvenční pásma sadou paralelních filtrů. Takto získané složky jsou následně umocněny pro získání reprezentace okamžitých výkonů pásem. Krátkodobé integrátory určují ekvivalentní časové okno odhadu, což umožňuje sledovat -podobně jako v případě periodogramu- vývoj spektra s časem. Podělíme-li každý z výstupů schématu šířkou přiřazeného pásma, získáme normovaný údaj o výkonu v tomtéž pásmu [$W.Hz^{-1}$].



Obrázek 18) Blokové schéma odhadu výkonových spekter pomocí banky filtrů [4]

Nespornou výhodou tohoto řešení je především zlepšení časové odezvy, resp. zkrácení dopravního zpoždění při vyhodnocování aktivity vyšších frekvenčních pásem. Toho se dá docílit jednoduchým zkrácením časového okna příslušejících pásem. Úvaha je taková, že změní-li se např. v pásmu alfa skokově amplituda určité frekvenční složky, objeví se tato změna na výstupu systému nejrychleji právě při délce okna rovnajícího se jedné celé periodě uvažované složky. Při délce okna o hodnotě vyšší bude dána okamžitá úroveň spektrální složky průměrem všech těchto úrovní v daném okně obsažených a tím pádem se na výstupu změna projeví s větším zpožděním. V praxi by tedy pro zjednodušení postačilo vytvořit pro každé pásmo krátkodobý integrátor s takovou konstantou (délkou časového okna) rovnou periodě nejnižší frekvenční složky propuštěné příslušným filtrem. V našem případě -při uvažování pásem Delta (0.5 Hz až 4 Hz), Theta (4 Hz až 8 Hz), Alpha (8 Hz až 13 Hz), SMR (12 Hz až 15 Hz) a Beta (13 Hz až 35 Hz), překrytí oken rovnajícímu se 25-ti vzorkům a vzorkovací frekvenci 250-ti Hz- by vypadaly délky oken N třeba následovně (hodnoty jsou vždy zaokrouhleny na nejbližší celý vyšší násobek překrytí oken):

$$T_{\delta_max} = {}^{1}/_{0.5\ Hz} = 2\ s \quad \rightarrow \quad N_a = 2\ s \cdot 250\ vz = 500\ vz \qquad (4)$$

$$T_{\theta_max} = {}^{1}/_{4\ Hz} = 0.250\ s \quad \rightarrow \quad N_a = 0.250\ s \cdot 250\ vz = 62.5\ vz \approx 100\ vz \qquad (5)$$

$$T_{\alpha_max} = {}^{1}/_{8\ Hz} = 0.125\ s \quad \rightarrow \quad N_a = 0.125\ s \cdot 250\ vz = 31.25\ vz \approx 50\ vz \qquad (6)$$

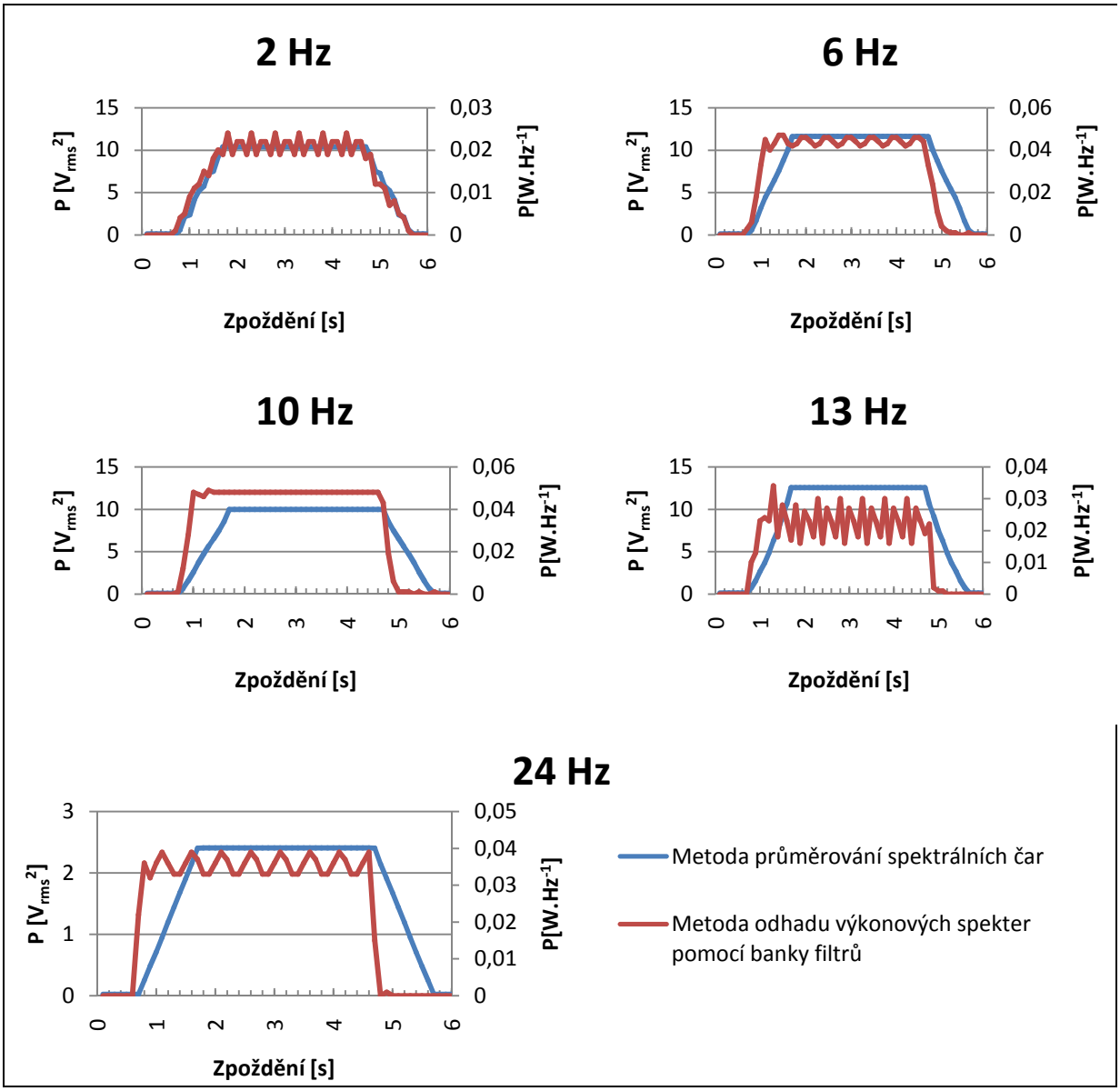
$$T_{SMR_max} = {}^{1}/_{12\ Hz} = 0.083\ s \quad \rightarrow \quad N_a = 0.083\ s \cdot 250\ vz = 20.75\ vz \approx 25\ vz \qquad (7)$$

$$T_{\beta_max} = {}^{1}/_{13\ Hz} = 0.077\ s \quad \rightarrow \quad N_a = 0.077\ s \cdot 250\ vz = 19.25\ vz \approx 25\ vz \qquad (8)$$

Toto řešení bohužel zavádí do systému problém oscilací všech harmonických složek v pásmu, jejichž perioda není rovna celému násobku délky okna. Kmity se

projeví v případě delšího časového úseku signálu konstantní aktivity a rozsah vzniklého vlnění se nakonec ukázal být pro aplikaci EEG Biofeedback nežádoucí. Z toho důvodu byla pro aplikaci vybrána metoda první, čili metoda spektrálních čar.

Výsledky porovnávacích testů obou metod udává *Obrázek 19*. Vstupem testu byl napěťový skok signálů pěti harmonických složek o kmitočtu 3, 6, 10, 13 a 24 Hz. Tento skok by měl simulovat rázovou změnu aktivity (napětí) vybraných složek všech spektrálních pásem z hodnoty 1 uV na hodnotu 10 uV a zpět. Větší strmost náběžných a sestupných hran křivek druhé metody jasně potvrzuje lepší časové odezvy ve vyšších pásmech. Oproti nim je při první metodě dopravní zpoždění všech pásem konstantní, rovnající se dle vztahu $\Delta t=T*(N/M)$ jedné vteřině (M zde představuje velikost překrytí časového okna neboli 25 vzorků, N=250 délku okna a T=0.1s periodu vykreslování spektra). Z grafu lze dále vidět, že jediná kmitočtová složka 10 Hz má hladkou odezvu a to právě z důvodu celistvého násobku délky časového okna (50 vz).



Obrázek 19) Výsledky srovnání metod výpočtu okamžité aktivity EEG pásem

6.5 Softwarová část řešení

Všeobecně by měl obslužný software EEG biofeedback obsahovat následující funkce nebo splňovat tyto požadavky:

- načítání dat, zpracování dat a řízení zpětné vazby v reálném čase.
- možnost volit kanály zahrnuté do tréninku, parametry tréninku a velikost rozhodovacích úrovní.
- možnost záznamu zvolených kanálů snímaného EEG signálu do souboru a možnost zpětného prohlížení.
- vytváření pacientské databáze zahrnující také informace o jednotlivých sezeních (délka, úspěšnost, trénovaný parametr,…) a vyhodnocení dlouhodobé úspěšnosti terapie.
- jednoduché nastavení napěťového rozsahu a citlivosti jednotlivých vstupních kanálů.
- přehledné a jednoduché uživatelské prostředí.
- výběr z většího počtu herních motivů.
- možnost vkládání informačních popisků do snímaného průběhu.

6.5.1 LabView

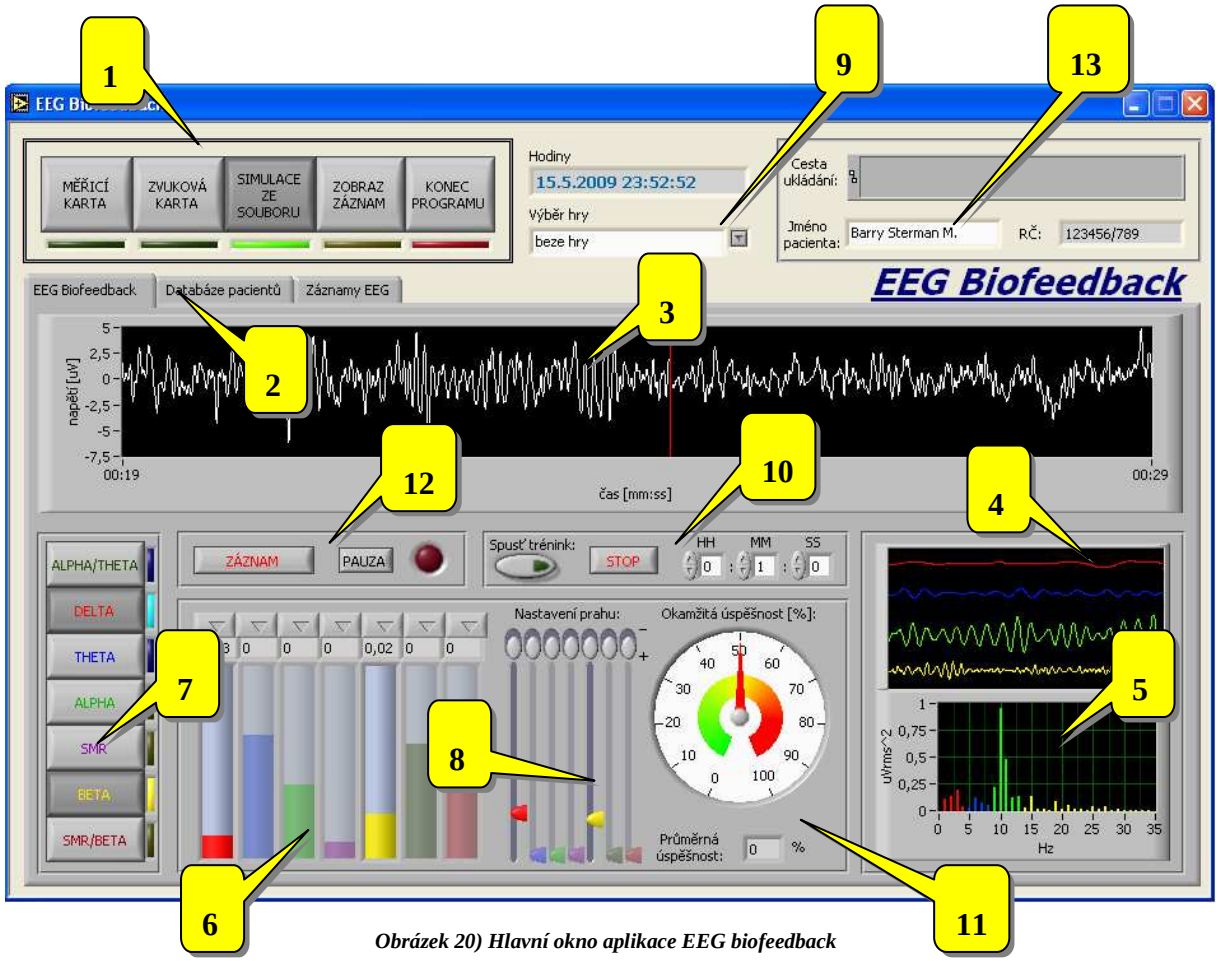
Tato podkapitola se zabývá popisem vlastní navržené aplikace EEG biofeedback, vytvořené v prostředí **LABVIEW 7.1** společnosti **NATIONAL INSTRUMENTS** [14] . LabView spadá do kategorie tzv. SCADA/HMI systémů (Supervisory Control and Data Acquisition/Human Machine Interface) neboli komplexních objektově orientovaných systémů pro rychlý, efektivní a bezpečný vývoj měřicích, řídících a vizualizačních aplikací. Systému z této skupiny je dána před ostatními programovacími jazyky přednost hlavně z důvodu jeho jednoduché a téměř plně automatizované komunikace s většinou počítačových měřících karet. To je umožněno pomocí integrovaného ovladače NI-DAQmx. Druhou velmi důležitou výhodou tohoto programovacího jazyka je jeho samotný vývoj v souladu s požadavkem schopnosti provádět nejrůznější měření či analýzy signálu v reálném čase. LabVIEW (Laboratory Virtual Instruments Engineering Workbench) je určen k vytváření virtuálních přístrojů (osciloskopů, generátorů signálu, logických analyzátorů, …) na monitoru osobního počítače, které konají stejnou práci jako přístroje skutečné, ovšem v cenovém srovnání mnohokrát dražší. Zpracování dat v reálném čase (což je jeden z hlavních požadavků aplikace EEG biofeedback) lze provádět i v jiných programovacích prostředích, avšak mnohdy to vyžaduje velké finanční prostředky (např. MATLAB DATA ACQUISITION TOOLBOX a MATLAB REAL TIME TOOLBOX firmy MATHWORKS = cca. 90 000,- Kč[15]), zdlouhavou a náročnou tvorbu zdrojového kódu aplikace a velký výpočetní výkon procesoru. Oproti tomu LabVIEW využívá algoritmy speciálně vytvořené pro práci v reálném čase a proto zatěžují procesor počítače co nejméně a není třeba dokupovat žádný rozšiřující software. Další výhodou LabVIEW je objektové programování pomocí předem vytvořených bloků, tzv. SubVI (jinak též virtuálních přístrojů). Tyto podprogramy v sobě implementují řešení aplikací z nejrůznějších technických oborů ve formě hotových programových celků. Tyto celky si lze představit jako hotové součástky, které lze pouze vybrat z databáze a ve formě blokového schématu spojit do celkové požadované aplikace. Pro náš účel uveďme

[14] http://www.ni.com/
[15] http://www.mathworks.com/

např. SubVI pro výpočet spektra pomocí rychlé diskrétní Fourierovi transformace nebo blok pro FIR filtraci snímaného signálu. Stojí-li na jedné straně požadavek vytvořit software sloužící pouze pro názornou ukázku principu EEG biofeedback terapie, který tudíž nebude komerčně využíván v klinické praxi, a na druhé straně všechny výhody LabVIEW uvedené výše, je pro náš účel jeho volba opodstatněná.

6.5.2 Popis aplikace

Jak již bylo uvedeno v kapitole 3.3, aplikaci můžeme z grafického hlediska rozdělit na okno pro ovládání terapie čili okno terapeuta (tvořené programem *EEG biofeedback.vi*) a okno s pacientkou hrou (*Hry.vi*). Prvně jmenované okno je složeno z několika funkčních částí, jejichž účel a princip funkce jsou vysvětleny dále. Postup popisu aplikace je zvolen v souvislosti s hierarchií pokynů při její obsluze. K lepší představě o toku dat a instrukcí v programu může posloužit blokové schéma uvedené jako *Příloha č.3*.



Obrázek 20) Hlavní okno aplikace EEG biofeedback

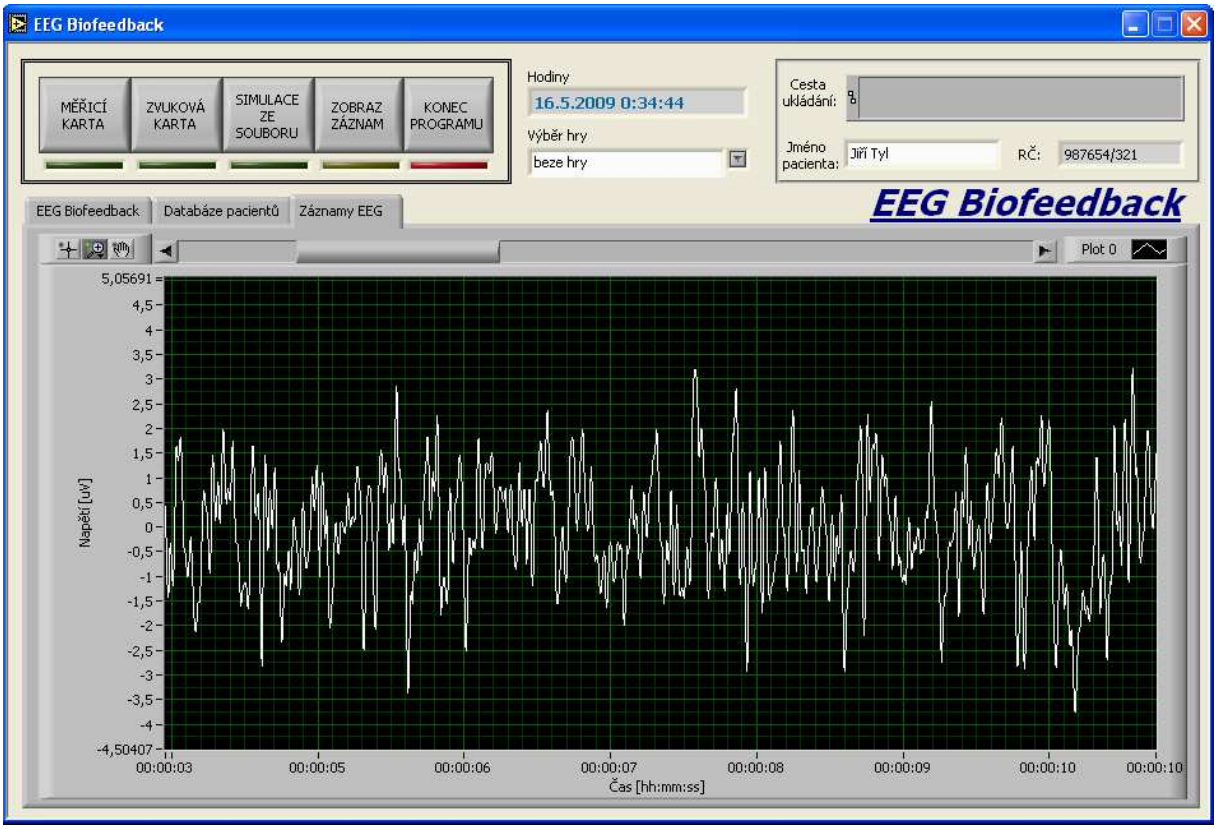
1) **VOLBA REŽIMU:** První podskupina ovládacích prvků slouží k výběru režimu činnosti aplikace. Uživatel má možnost výběru ze tří zdrojů vstupních dat a dvou typů jejich zobrazení. Od této volby se pak odvíjí i vzhled hlavního okna.

   EEG signál lze v reálném čase načítat buďto z měřící karty počítače anebo ze vstupu zvukového adaptéru počítače (viz kapitola 6.1). Pokud volí uživatel tyto

režimy -reálný trénink-, je samozřejmě nejprve nutné propojit všechny hardwarové prostředky s obvodem pacienta dle schématu v *Příloze č. 2.*

V prvních vývojových etapách aplikace nebyl k dispozici elektroencefalograf, ani jiné hardwarové zařízení sloužící ke snímání mozkových potenciálů a jejich přenosu na měřicí kartu PC. Proto bylo nutné EEG signál simulovat z externího datového souboru. K tomu byl použit soubor s EEG záznamem o vzorkovací frekvenci 250 Hz získaným na přístroji ALIEN. Tato vlastnost se později ukázala velice výhodná pro testování celistvého systému a názornou ukázku jeho činnosti bez potřeby připojovat pacienta. Vedle reálného režimu tedy aplikace funguje také v režimu simulace neboli čtení dat ze souboru. Pro simulaci i načítání skutečného EEG pak platí naprosto stejné chování aplikace a zpracování dat.

Datové soubory uvedené v předchozím odstavci lze stiskem tlačítka *Zobraz záznam* také otevírat v prohlížecím režimu zobrazení a pomocí klasických nástrojů pro prohlížení signálů volit jeho zobrazovanou část (viz *Obrázek 21*). S tímto tlačítkem souvisí v blokovém schématu prvek *Vykreslení záznamu*.



Obrázek 21) Hlavní okno aplikace v režimu prohlížení záznamu EEG

2) **ZÁLOŽKY:** Systém záložek umožňuje z programátorského hlediska zajištění pohodlného způsobu přeskoku mezi údaji o probíhajícím tréninku, prohlížečem pacientské databáze a prohlížečem zaznamenaných úseků signálu. Zvolí-li uživatel režim reálného tréninku, je třeba se po připojení pacienta přepnout do karty pacientské databáze (viz *Obrázek 22*) a zvolit ze seznamu pacienta, který bude daný trénink provádět, případně definovat nový pacientský záznam.

3) **PRŮBĚH EEG:** Se zvolením režimu činnosti aplikace se začne automaticky zobrazovat načítaný signál v hlavním okně aplikace. Tomuto grafickému objektu odpovídá v blokovém schématu prvek *Vykreslení snímaného EEG signálu* a lze vidět, že mu předchází průchod signálu pásmovou propustí 0.5 Hz až 35 Hz. Aplikace pracuje pouze se základními pásmy EEG vln, které dle kapitoly 2.3 zabírají frekvenční pásmo v oblasti půl až třiceti pěti Hz. Je proto více než zbytečné dále softwarově zpracovávat vyšší frekvence. Navíc je třeba co nejvíce odstranit stejnosměrnou složku signálu a vysokofrekvenční artefakty vzniklé při snímání signálu.

   Měřítko vertikální osy zobrazovacího prvku je nastavováno automaticky dle rozsahu datových hodnot, toto nastavení je samozřejmě možno vypnout.

4) **PRŮBĚH PÁSEM:** Během zpracovávání vstupních dat jsou také průběžně vykreslovány výstupy jednotlivých filtrů z banky IIR filtrů. Jejich účel je pouze informativní.

5) **VÝKONOVÉ SPEKTRUM:** Naopak více než informativní funkci má v hlavním okně aplikace ukazatel individuálních výkonových spekter signálu. Tato spektra jsou velmi důležitým prvkem celého programu, neboť právě z nich se vyhodnocuje aktivita jednotlivých trénovaných pásem a tím i úspěšnost tréninku. Dílčí spektrum se počítá vždy z 250 vzorků signálů uložených v softwarovém posuvném registru, tedy vždy z části signálu o délce jedné vteřiny (při fvz = 250 Hz). Rozlišení frekvenční osy je rovno 1 Hz, horní zobrazovaná spektrální čára je pak daná rozsahem horizontální (frekvenční) stupnice zobrazovacího prvku (0 Hz až 35 Hz). Počet 250 vzorků sloužících k výpočtu spektra je zvoleno z důvodu úspory výpočetního výkonu procesoru.

   V blokovém schématu má tento indikátor svého zástupce v prvku s názvem *Úprava a vykreslení ind. výkonového spektra*. V LV aplikace je tvořen soustavou subVI sloužících pro přiřazení jednotlivých spektrálních čar příslušejícím EEG pásmům, pro volbu jejich barvy, nastavení rozsahu os a k samotnému vykreslení.

6) **PRŮMĚRNÁ PÁSMOVÁ AKTIVITA:** Normovanou aktivitu (přesněji výkon vztažený k jednomu Hz) v jednotlivých pásmech sleduje soustava ukazatelů číslo 6. Tyto prvky jsou už pro terapeuta stěžejním ukazatelem distribuce energií ve všech pěti EEG pásmech (plus dvou přídavných) a mají přímou souvislost s prvky číslo 7 a 8. Analytické vyjádření jejich hodnot koresponduje s metodou průměrování spektrálních čar. Volba rozsahu (horního maxima zobrazovaných hodnot) se provádí přes roletové menu ve vrchní části každého ukazatele.

7) **VOLBA PÁSEM:** Jakou formu tréninku terapeut zvolí, to závisí na formě postižení mozkových funkcí pacienta. Obecně lze vybírat mezi relaxačním a výcvikovým tréninkem. Do relaxačních metod patří pásma δ, θ a α, naopak do výcvikových metod pásma SMR a β [16]. Aplikace EEG BFB umožňuje zvolit vždy jen jedno pásmo z obou skupin. Omezením je provedení herních motivů, které mohou být maximálně dvouparametrické (výsledek hry může být ovlivňován maximálně dvěma parametry). Svůj vliv zde má také fakt, že se častokrát snažíme současně pásmo z jedné skupiny stimulovat zatímco pásmo ze skupiny opačné potlačit.

[16] V praxi není rozřazení pásem k daným typům tréninků až tak přímočaré. Pro oba typy mohou vznikat rozlišné variace cvičných programů zahrnující i více EEG pásem s obou skupin. Vše záleží na jedinci, jeho postižení a zkušenostech terapeuta.

Stiskem tlačítka a tedy i volbou pásem pro trénink se také zvýrazní odpovídající ukazatel ze skupiny 6 a 8 a vybraná pásma se přiřadí k oběma řídícím parametrům her.

8) **NASTAVENÍ ROZHODOVACÍCH ÚROVNÍ:** Dalším úkolem terapeuta je nastavit pomocí posuvníků ve všech trénovaných pásmech rozhodovací úrovně, které budou separovat úspěch tréninku od neúspěchu. Jestli je za úspěch brán přechod pásmové aktivity přes práh v kladném směru nebo v záporném (kladná či záporná výchylka přes práh), o tom rozhodují dvoupolohové přepínače nad posuvníky. Poloha + odpovídá pozitivnímu ohodnocení při přechodu aktivity přes práh, poloha – pak při setrvávání aktivity pod tímto prahem. Umístění rozhodovacího prahu je číselně vyjádřeno v indikátoru ve skupině prvků 6.

   Rozhodovací úrovně jsou opět pro každého jedince rozdílné a mění se s přibývajícím počtem tréninkových kol. Terapeut jejich hodnoty navíc soustavně upravuje i v rámci jednoho konkrétního kola, snaží-li se tak např. pomoci pacientovi v počátcích jeho snažení. Přesné cifry nejsou nikde normovány, každý terapeut si vytváří vlastní „tabulku prahů“ na základě své osobní báze znalostí a zkušeností. Z těchto důvodu zde neuvádím žádný teoretický výčet prahových úrovní pro ty které tréninky.

9) **VÝBĚR HRY:** Volbou hry se zároveň i spustí vybrané herní téma na monitoru pacienta. Soutěžní motiv se tedy začne odvíjet ještě před samotným startem tréninku. Výsledky se ale začnou zaznamenávat až po startu tréninku.

10) **OVLÁDÁNÍ TRÉNINKU:** Pokud jsou už splněny všechny náležitosti ohledně nastavení tréninku, je možné stisknout zelené tlačítko ve skupině ovladačů 10. Začne se tak tréninkové kolo, jehož délku lze určovat buďto manuálně užitím tlačítka *STOP* anebo s využitím časovače. Obvyklá doba tréninku činí 3 minuty.

11) **ÚSPĚŠNOST TRÉNINKU:** V rámci probíhajícího kola má terapeut možnost kontrolovat hodnotu okamžité a průměrné úspěšnosti tréninku. Okamžitá úspěšnost je dána počtem vybraných pásem, v kterých došlo v daném taktu (cyklu) k pozitivně hodnocenému přesahu rozhodovacích úrovní. V závislosti na maximálním počtu pásem započítaných do tréninku může okamžitá úspěšnost nabývat stavů z oboru hodnot {0 %, 50 %, 100 %}.

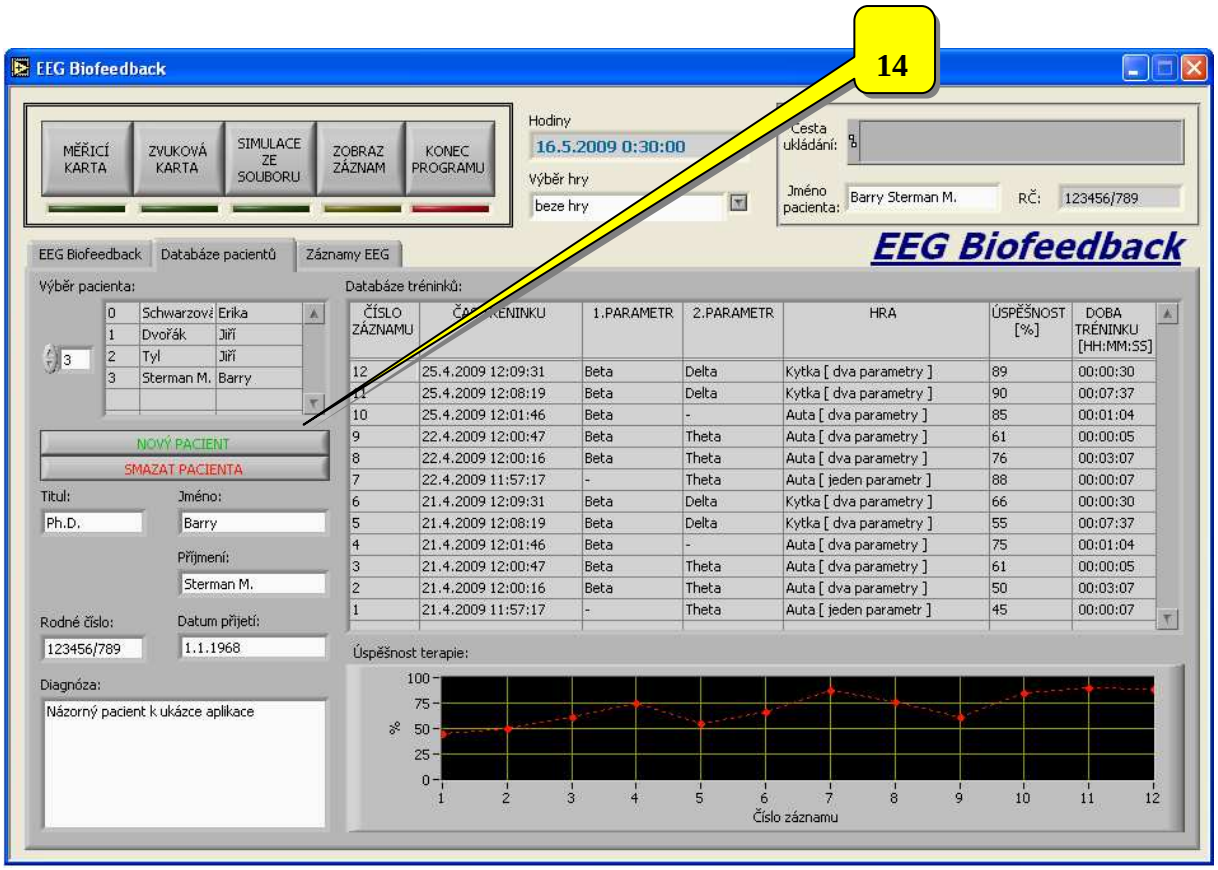
   Průměrná úspěšnost je vyhodnocována od začátku kola až do jeho konce. Je podobně jako okamžitá úspěšnost dána počtem překročených rozhodovacích prahů aktivními hodnotami středních spekter, ale v závislosti na čase (přesněji počtu cyklů) od startu kola. V každém cyklu je vlastně počítána průměrná úspěšnost dle této rovnice:

$$\text{průměrná úspěšnost} = 100\% \cdot \sum_{n=1}^{N} \frac{p_n}{p_c \cdot N} \qquad (9)$$

N…*celkový počet parametrů vybraných pro trénink*
p_n…*počet cyklů od začátku záznamu, kdy velikost n-tého parametru přesáhla rozhodovací práh*
p_c…*počet všech cyklů od začátku záznamu*

12) **ZÁZNAM SIGNÁLU:** Aplikace též umožňuje zaznamenat snímaný signál do souboru. Soubor se automaticky pojmenuje jménem pacienta a datem tréninku dle formátu *Jméno Pacinta_DD,MM,RR_HH,MM.dat* . V dialogovém okně lze společně s volbou cesty ukládaného souboru tento název změnit. Data se ukládají do binárního souboru, který má oproti souborům textovým výhodu v menším objemu uchovávaných dat a v rychlejším přístupu k nim. Celý zaznamenaný soubor pak lze zpětně použít jak pro jeho zobrazení ze záznamu (viz *Obrázek 21*), tak k režimu simulace EBFT. Záznam lze samozřejmě kdykoliv za chodu aplikace přerušit tlačítkem PAUZA a opět spustit s návazností na předchozí zaznamenávaná data.

13) **VYBRANÝ PACIENT:** Jednoduchý zobrazovač některých údajů zrovna probíhajícího tréninku, jako je jméno a rodné číslo pacienta a umístění záznamu, pakliže se z tohoto tréninku rozhodneme záznam pořídit.



Obrázek 22) Hlavní okno aplikace - záložka pacientské databáze

14) **DATABÁZE PACIENTŮ:** O databázi pacientů bylo už hovořeno v souvislosti se záložkami hlavního okna aplikace. Databáze slouží jednak k uchování osobních informací o pacientovi, tak i k uchování výsledků jeho tréninků. V levé části její záložky se nachází listový seznam pacientů, ze které vybíráme daného pacienta pomocí jeho ID. Pro naši jednoduchou aplikaci si plně vystačíme s daty, jako je pacientské jméno, příjmení, titul, rodné číslo, datum vytvoření záznamu (započetí terapie) a diagnózy. Převažující část obrazovky pak vyplňuje seznam jednotlivých tréninkových kol a jejich výsledků. Zleva doprava se v rámci každého kola uchovává jeho pořadové číslo, datum a čas začátku, EEG pásma přidělená prvnímu a druhému parametru hry, vybraný herní motiv, dosažená průměrná úspěšnost a doba trvání.

Spodní část obrazovky je určena pro graf dosažené úspěšnosti v závislosti na pořadí tréninkového kola. Tento graf má být hrubým ukazatelem úspěšnosti celé terapie v procesu nápravy dané dysfunkce.

Pacientská databáze jako taková je v LV vytvořena pomocí tzv. *Spreadsheet řetězců*, které umožní vytvořit textový soubor *Data.txt* s vícerozměrným polem dat.

6.5.3 Obsluha aplikace

Činnost celé aplikace společně s postupem obsluhy je tedy zřejmý. Uživatel si nejprve zvolí, zda bude chtít provádět skutečný trénink nebo jej pouze simulovat. Program může spustit před i po této volbě. V případě skutečného signálu musí z databáze nejprve vybrat pacienta, poté může spustit režim snímání. Podle zobrazovaného průběhu ***3*** může upravit upevnění elektrod kvůli zmenšení přechodového odporu. V případě simulovaných dat ze souboru provede výběr požadovaného souboru z dialogového okna. Následuje určení parametrů tréninku. Jimi jsou myšlena EEG pásma, která budou svou energií rozhodovat o dosažené úspěšnosti tréninku. Volbou parametru se aktivuje příslušný posuvník prahové úrovně. Prahová úroveň je vlastně cílová úroveň, do které se bude pacient snažit vybudit/potlačit aktivitu daného pásma během tréninku. Posledním úkonem je spuštění adekvátní hry.

Tím je dokončeno nastavení daného terapeutického cvičení a terapeut může pacienta vyzvat k samotnému tréninku. Pacient sleduje svůj monitor, zatímco terapeut může vizuálně kontrolovat mozkovou aktivitu pacienta, a to pomocí filtrovaných průběhů a spektra. Z tohoto spektra se vypočítává střední hodnota v každém pásmu a zobrazuje se ve sloupcovém grafu. Jakmile dosáhne jakýkoliv ze sloupců cílové úrovně dané rozhodovacím prahem, zvýší se okamžitá úspěšnost tréninku. Tím dostává terapeut informaci o tom, jak se pacientovi v daném tréninku daří. Přesáhne-li některý ze sloupců svůj max. rozsah, je možno tento rozsah upravit přepínačem.

Je také možno snímaný EEG signál a tím i celý trénink nahrát do souboru. Po ukončení nahrávání (tedy mimo spuštěný záznam), lze zobrazit jakýkoliv nahraný průběh z předchozích sezení tlačítkem *Zobraz záznam* nebo prohlížet či editovat pacientskou databázi.

6.5.4 Tréninkové hry

Okno pro vykreslení pacientské hry je tvořeno samostatným programem *Hry.vi*, které je voláno ze zdrojového kódu hlavní aplikace ihned po jejím spuštění. Propojení těchto dvou funkčních částí je umožněno pomocí globální proměnné *Global vyber hry.vi*, což je klasická metoda pro navázání komunikace více paralelně spuštěných přístrojů v LV.

Uživateli je umožněn výběr z celkově osmi her o čtyřech herních motivech (viz *Příloha č. 4*). Každý motiv je tudíž možno zvolit ve variantě pro trénink jednoho nebo dvou parametrů. Popis herních motivů a vytyčení cílů je následující:

- **Krajina:**

  Z levého horního rohu obrazovky postupně vystupuje obrázek horské krajiny a v závislosti na úspěšnosti pacienta se posunuje směrem k pravému spodnímu rohu. Při podprahové okamžité úspěšnosti opět mizí posunem v opačném směru. Cílem hry

je dosáhnout umístění obrazu přes celou obrazovku a udržet jej v této pozici do konce herního kola.

- **Květina:**
  V popředí obrazu rozkvetlé louky spočívá květina, která roste a mění barvu souběžně s okamžitou úspěšností tréninku. Cílem je nechat rozkvést poupě květiny do maxima a přebarvit květ z původní světle zelené na sytě růžovou barvu.

- **Auta:**
  Hra svým vzhledem připomíná klasické závodní 3D hry určené pro operační systém DOS. Na silnici za sebou jedou v pravém pruhu červené a modré auto. Cílem hry je zvýšit mozkovou aktivitu v daném pásmu natolik, aby modré auto předjelo auto červené. Po náhodné době (v intervalu 0 až 5 sekund) se před modrým autem objeví další červené auto a pokus o předjetí může být opakován. Podmínkou předjetí je samozřejmě přinucení aut k jízdě pomocí stimulace/potlačení aktivity v druhém EEG pásmu v případě dvouparametrické varianty hry. V případě jednoparametrické varianty jedou auta sama bez aktivní účasti pacienta.

- **Puzzle:**
  V herní databázi je 30 obrázků z oblasti techniky, zábavy, fauny, flory apod. Ty se v náhodném pořadí střídají v herním motivu, jehož úkolem jest postupně odkrýt všechny díly tzv. puzzle-mozaiky tyto obrázky zakrývající. S každým přesahem rozhodovací úrovně EEG aktivity (o definované minimální době trvání) dochází k odkrytí určitého počtu dílků mozaiky. Po odkrytí celého jednoho obrázku dojde s dalším úspěšným přesahem k načtení obrázku nového a hra se opakuje až do konce herního kola.

Obecně lze volit pro libovolný tréninkový program libovolný herní motiv. Aplikace není v tomto ohledu nijak limitována. V praxi je ale dobré volit hry s „udržovacím“ motivem pro relaxační formy tréninku (kde usilujeme o co nejdelší setrvání pásmové aktivity pod inhibičním prahem) a hry se „stimulačním“ soutěžním motivem naopak pro výcvikový model terapie (zde má pozitivní přechod pásmových aktivit přes rozhodovací úrovně charakter impulsů). Z těchto důvodů byly hry KVĚTINA a KRAJINA navrženy spíše pro pásma Delta, Theta, Alpha a hry AUTA a PUZZLE pro pásma Beta a SMR. Soupis všech herních parametrů a jim doporučených EEG pásem je uveden v *Tabulce 5*.

Herní témata pro vizuální zpětnou vazbu úspěšnosti tréninku jsou oblastí aplikace, ve které se projevily negativní důsledky volby programovacího prostředí na bázi SCADA/HMI. Do popředí vystupují nedostatky LabView, které -jak víme- není navrženo pro profesionální práci s herní grafikou (alespoň v jeho základní verzi). Knihovny virtuálních přístrojů LV obsahují bloky pro vytváření jednoduchých geometrických obrazců definovaných vlastností a také bloky pro zobrazení a základní editaci digitálních obrazů několika datových formátů. S jejich pomocí lze sice vytvořit herní motivy, které jsou plně dostačující pro činnost aplikace jakožto názorné ukázky principu EBFT, avšak pro praktické využití jsou z mnoha důvodů zcela nevhodné. Převažujícím aspektem je zejména přílišné čerpání výpočetních kapacit hardwarového prostředku, na kterém aplikace běží s absencí využití pomocného grafického jádra. Ve výsledku proto může na méně výkonných počítačích docházet ke zpoždění zpracování signálu nebo vykreslování výstupů oproti reálnému času.

Název hry	Parametry	Možné přidělené pásmo	Odměňování ve hře
KRAJINA (1 parametr)	1. parametr	δ, θ, α, β, SMR, SMR/β, α/θ	posun obrazu ve vodorovném i svislém směru
	Doporučení:	*Vhodné pro relaxační model tréninku - aktivace nižších pásem či inhibice vyšších pásem; dlouhá tréninková kola*	
KVĚTINA (1 parametr)	1. parametr	δ, θ, α, β, SMR, SMR/β, α/θ	rozkvět poupěte, růst stonku a změna barvy květu
	Doporučení:	*Vhodné pro výcvikový model tréninku - aktivace vyšších pásem; krátká tréninková kola*	
AUTA (1 parametr)	1. parametr	δ, θ, α, β, SMR, SMR/β, α/θ	předjetí červeného vozu
	Doporučení:	*Vhodné pro výcvikový model tréninku - aktivace vyšších pásem; středně dlouhá tréninková kola*	
PUZZLE (1 parametr)	1. parametr	δ, θ, α, β, SMR, SMR/β, α/θ	odkrytí části obrázku
	Doporučení:	*Vhodné pro výcvikový model tréninku - aktivace vyšších pásem; krátká tréninková kola*	
KRAJINA (2 parametry)	1. parametr	α, β, SMR, SMR/β	posun obrazu ve vodorovném směru
	2. parametr	δ, θ, α/θ	posun obrazu ve svislém směru
	Doporučení:	*Vhodné pro výcvikový model tréninku - stimulace vyšších pásem za soustavné inhibice nižších pásem; dlouhá tréninková kola*	
KVĚTINA (2 parametry)	1. parametr	α, β, SMR, SMR/β	rozkvět poupěte a růst stonku
	2. parametr	δ, θ, α/θ	změna barvy květu
	Doporučení:	*Vhodné pro výcvikový model tréninku - stimulace vyšších pásem za soustavné inhibice nižších pásem; krátká tréninková kola*	
AUTA (2 parametry)	1. parametr	α, β, SMR, SMR/β	předjetí červeného vozu
	2. parametr	δ, θ, α/θ	dopředný pohyb obou vozů
	Doporučení:	*Vhodné pro výcvikový model tréninku - stimulace vyšších pásem za soustavné inhibice nižších pásem; středně dlouhá tréninková kola*	
PUZZLE (2 parametry)	1. parametr	α, β, SMR, SMR/β	odkrytí části obrázku
	2. parametr	δ, θ, α/θ	odkrytí části obrázku
	Doporučení:	*Vhodné pro výcvikový model tréninku - stimulace vyšších pásem za soustavné inhibice nižších pásem; krátká tréninková kola*	

Tabulka 5) Specifikace herních motivů

7. DISKUTABILITA EFEKTIVITY EEG BIOFEEDBACK TERAPIE

Z dosavadního textu se může zdát, že si tato práce klade za cíl postavit metodiku EEG biofeedbacku na piedestal jakéhosi zázračného léku, který se stoprocentním účinkem a beze všech negativ vyřeší problém většiny psychosomatickým nemocí novodobé éry. Proto, abych vyvrátil tento názorově jednotvárný charakter textu, přikládám na samý závěr následující kapitolu.

O tom, zda EBFT je či není efektivní metodou nápravy hyperkinetických poruch, pojednává velká řada studií. Názorově se vědecká komunita dělí na více táborů, v nichž lze nalézt jak věrné zastánce, tak absolutní odpůrce popisované koncepce. Pokud by léčba EEG biofeedbackem fungovala tak, jak ji popisují její propagátoři, měla by nad standardní léčbou tyto výhody [6]:

- absence vedlejších účinků
- přetrvávání účinku i po ukončení terapie - terapie EEG biofeedbackem tak dle zastánců metody není pouze symptomatická, ale napravuje prostřednictvím mechanismů učení narušené funkce
- úspora času a energie - po absolvování intenzivní terapie (v příp. ADHD cca 40–60 sezení) by nemělo být nutné další kontinuální léčbu podstupovat, a nemělo by být nutné provádět např. rodičem vedenou modifikaci chování

Zevrubný souhrn některých výzkumů zabývajících se probíranou tématikou (se zaměřením na ADHD syndrom) nabízí studie Mgr. Petra Cagaše a kol., která diskutuje odůvodnění aplikace *EBFT* na základě zodpovězení následujících dotazů [6].

1) **Premisou principu metody je rozdílnost EEG aktivity nemocných a zdravých jedinců. Je elektrická aktivita mozku u hyperkinetických poruch odchylná?** - *Ukazuje se, že děti s ADHD vykazují odchylné vzorce EEG aktivity, které jsou však do jisté míry heterogenní, což představuje jistou bariéru pro diagnostiku ADHD na základě EEG.*
2) **Lze tento odchylný EEG záznam vztáhnout k symptomatice hyperkinetických poruch?** – *V současné fázi výzkumu stěží prokazatelné. V podstatě platí, že zvýšení pomalé aktivity (delta a theta) může ukazovat na obtíže se soustředěním, snížení beta aktivity může naopak upozorňovat na sníženou schopnost začít a provádět cílenější mentální aktivitu. Validita tohoto tvrzení je však omezována velkou relevancí věkové normy ADHD pacientů.*
3) **Je smysluplné elektrickou aktivitu mozku u hyperkinetických poruch terapeuticky ovlivňovat s cílem dosáhnout zmírnění, příp. vymizení jádrových symptomů?** - *Z dosavadních kontrolovaných studií efektivity EEG biofeedbacku pouze dvě zjišťovaly, zda se skutečně změnil EEG záznam před a po provedení kompletní tréninkové (léčebné) procedury. První studie nedoznala signifikantních pozitivních změn, ve druhé se projevila normalizace kvantitativního EEG u všech zkoumaných subjektů.*
4) **Je EEG biofeedback skutečně efektivní, z hlediska směru účinku předpověditelnou metodou ovlivnění elektrické aktivity mozku?** - *Zdá se tedy, že EEG biofeedback skutečně ovlivňuje spektrální (kvantitativní) EEG, nikoliv však nutně ve frekvenčním pásmu a v lokaci, na kterou je trénink zaměřen.*

Z výsledků dalších studií uvedených v [6] vyplývá, že EBFT jistou měrou k nápravě hyperkinetických poruch skutečně přispívá. Míra účinnosti ji dokonce řadí před důsledně aplikovanou behaviorální terapii, bohužel ve srovnání s medikamentózní léčbou se výsledky mnohých studií liší. Tato nejednoznačnost odkazuje nápravu LMD v současné fázi výzkumu k využívání obou metod, tedy k léčbě EEG biofeedbackem za šetrné medikace psychostimulancií. Za zmínku také stojí míra účinku EBFT v experimentu s placebo efektem. Zde byla signifikantně zlepšena pozornost u všech subjektů experimentální skupiny (bez placeba), ovšem při kontrole celkového trendu dat nebyl EEG biofeedback významněji účinnější než placebo.

Na závěr už jen dodávám, že jistá naděje ve vyřešení sporu o efektivitě EBFT spočívá v aplikaci metodicky vhodně designovaného experimentu. V lékařském výzkumu existuje určitá shoda na tom, jak by měla vypadat korektní důvěryhodná studie efektivity určité léčby (Greenhalgh, 2003). V lékařství představuje metodologickou špičku dvojitě slepá randomizovaná kontrolovaná studie (RCT), která se užívá především pro zhodnocení účinku medikamentů. Vzhledem k četným výzkumně praktickým, etickým a technickým obtížím se doposud nepodařilo uspořádat dvojitě slepou RCT efektivity EEG biofeedbacku u ADHD [6].

8. ZÁVĚR

Cílem této diplomové práce je podat výklad o obecných principech a formách biologické zpětné vazby v oblasti lidské psychiky a fyziologie. Probrány jsou základní typy biologických signálů společně s jejich hlavními parametry. Takto získaných znalostí je následně využito při popisu funkce biofeedbackových terapeutických metod daným signálům odpovídajících. Převážná část práce se pak věnuje pouze problematice EEG biofeedbacku. Je popsán jeho princip, využití v praxi a hlavní výhody této terapie při léčbě psychických i fyzických onemocnění. Na závěr je navrženo možné praktické řešení hardwarové i softwarové části aplikace vhodné pro tréninková sezení EEG biofeedback terapie a dle blokového schématu je tato aplikace naprogramována v grafickém prostředí National Instruments LabVIEW 7.1.

Aplikace funguje ve dvou režimech, a to v režimu skutečného (reálného) tréninku nebo v módu simulace, kdy nezpracovává reálný EEG signál, pouze načítá záznam EEG signálu ze souboru. Této možnosti bylo využito především v prvotních fázích vývoje programu, kdy ještě nebyla zpracována hardwarová část, nutná pro načítání biologického signálu. Režim simulace se však později ukázal velmi prospěšný také pro fázi testování a ladění softwaru a v konečné podobě projektu byl proto ponechán, zejména pro možnost rychlé prezentace principu EBFT bez nutnosti připojovat systém k obvodu pacienta. Režim reálného tréninku je podmíněn prezencí obvodové koncepce snímání, digitalizace měřeného EEG signálu a jeho přenosu do PC s nainstalovanou aplikací. K tomuto účelu je využito školní vybavení, jmenovitě akviziční jednotka MP35 a měřící karta NI USB 6221. Tato volba vytvořila prostor k načítání dat do aplikace jak přes akviziční jednotku, tak -s jistými nepřesnostmi- přes zvukovou kartu počítače. Obě tyto možnosti jsou v konečné verzi aplikace ponechány.

Zdrojový kód hotové aplikace umožňuje plnohodnotnou obsluhu stanoviště terapeuta a implementuje v sobě čtyři jednoduché zpětnovazební herní motivy. Ty dohromady vytvářejí osm grafických her, které jsou vykreslovány na monitoru pacienta a v reálném čase zrcadlí pacientovu snahu o ovlivnění svých mozkových funkcí. Hry je možno volit libovolně, nezávisle na typu tréninku. Každé herní téma je ale vždy optimálně navrženo s přihlédnutím na určitou blíže specifikovanou formu terapie.

V hlavním (řídícím) okně programu určeném terapeutovi lze tedy nastavit parametry terapie jako je doba tréninkového kola, sledovaná pásma, jejich prahové úrovně a směr přesahu, dále pak spouštět záznam signálu a provádět jeho zpětné vykreslení. Ze zobrazovacích prvků je pak možno vyčíst aktuální průběh simulovaného či snímaného EEG signálu plus odpovídající spektrum, průběh jednotlivých separovaných EEG pásem téhož signálu, střední úroveň každého pásma a také hodnoty okamžité i průměrné úspěšnosti započatého tréninkového kola. Aplikace umožňuje práci jen s jedním kanálem. Vícekanálové zpracování by sice bylo možné vytvořit, avšak na úkor větších nároků na výpočetní výkon. Pro běžné aplikace biofeedbacku však jednokanálové EEG zcela postačí a není potřeba používat počet snímacích kanálů odpovídajících plnohodnotnému elektroencefalografu (min. 19 kanálů).

Správnost výpočtu spektra snímaného signálu byla provedena simulací se souborem obsahujícím sinusový signál o konstantní amplitudě a lineárně se měnící frekvenci v rozmezí hodnot 0 Hz až 35 Hz. Tímto pokusným signálem byla také ověřena funkčnost filtrů rozdělujících signál na jednotlivá EEG pásma. Modulové frekvenční charakteristiky filtrů jsou uvedeny v textu. Aplikace jako taková je funkční v obou režimech a poskytuje správné výsledky všech svých výpočtů. Bohužel splnění hlavního požadavku, a to zpracovávání

signálu v reálném čase, je podmíněno hardwarem o vhodném výpočetním výkonu. Jeden celkový cyklus běhu programu, který obsahuje všechny důležité výpočty, by mohl být na starších a méně výkonných PC vykonáván po dobu delší než je N násobek vzorkovací periody snímaného/načítaného signálu (kde N udává počet vzorků signálu v jednom pracovním taktu) a tím pádem by se každý nový úsek signálu načítal se zpožděním (ne v reálném čase) anebo v reálném čase, ovšem nekontinuálně. V režimu simulace by tento problém příliš nevadil, avšak při načítání z měřící karty a tedy při skutečném tréninku je tato chyba nepřijatelná. Samotné zpracování dat, jejich filtrace a výpočet spektrální analýzy nepředstavují pro počítač takovou zátěž, jako spíše vykreslování grafiky zpětnovazebních her. Zde aplikace doplácí na volbu prostředí LV, které není -alespoň ve své základní verzi- dimenzováno na práci s herní grafikou.

Ačkoliv není výstup této diplomové práce určený k praktickému užití, obsahuje aplikace z důvodu větší autentičnosti také jednoduchou databázi pro správu pacientů. Uchovávány jsou základní osobní data, diagnóza a v neposlední řadě také specifikace a výsledky jednotlivých terapeutických sezení. Tyto informace se do databáze ukládají automaticky po ukončení každého kola tréninku. Ke sledování procesu léčby pacienta -neboli vývoje úspěšnosti terapie z dlouhodobého hlediska- slouží grafický ukazatel, který čerpá data právě z této databáze. Vytváření nových pacientských záznamů nebo mazání nepotřebných dat je samozřejmostí.

Zadání diplomové práce nespecifikuje konkrétní požadavky na její praktické řešení. Tím mi byla poskytnuta příležitost ke -do značné míry- svobodnému návrhu realizace. Čerpal jsem tedy jak z vlastních představ, tak z příkladů EBFT systémů komerčně již dlouho využívaných. Neocenitelným zdrojem informací pro mne byly také osobní zkušenosti terapeutů školených v problematice EBFT. Dle mého osobního zhodnocení je výstupem projektu sice provizorní leč praktická realizace systému pro EEG biofeedback terapii, plně použitelná k názorné ukázce jeho principu. Případnému zájemci o pokračování projektu předesílá možnost rozšířit program mnoha doplňkových funkcemi, jako např. zvukovým výstupem relaxačních tréninků (tzv. Alfa trénink), zadáváním markerů do záznamu snímaného signálu nebo v neposlední řadě statistickou analýzou efektivity aplikace na zvoleném souboru testovacích subjektů/pacientů.

Ačkoliv se léčba lehkých mozkových dysfunkcí pomocí EEG biofeedback terapie u nás praktikuje už více než jedno desetiletí s prokázanými výsledky, najde se stále početná skupina skeptiků pro tuto oblast psychologické medicíny a její efektivita je často zpochybňována. Nejčastějším argumentem opozice bývá vliv placebo efektu, zatím nedostatečný počet přísně vědeckých statistických studií a malý soubor signifikantních důkazů. Kritiku posiluje i fakt, že tato metoda terapie není zařazena do seznamu výkonů hrazených zdravotními pojišťovnami. To je ale způsobeno jejím teprve nedávným zavedením v ČR a také příliš širokým indikačním spektrem, než aby bylo možno každou aplikaci označit za lékařský výkon. Chceme-li vyvrátit teorii placebo efektu, nabízí se nám hned několik argumentů. Nejpádnějším je jistě fakt, že pozitivní účinky terapie byly pozorovány nejprve u zvířat a u těch se falešný pocit uzdravení na základě vědomí podání léku přeci nemůže vyvinout. Na obhajobu nám slouží například také opačné výsledky k výsledkům žádaným, získané otočením tréninkového protokolu. Cílem této diplomové práce však bylo pouze objasnit základní myšlenku metody a popsat a následně praktikovat její technickou realizaci, nikoli určit, zda je či není metoda účinná. Kvalitativními a kvantitativními ukazateli efektivity tréninků se zabývá celá řada právě probíhajících výzkumů, na jejichž dosavadní výsledky odkazuji čtenáře v *Příloze č. 5*.

SEZNAM LITERATURY

[1] HOŘEJŠÍ, Jaroslav, [editor]. *Lidské tělo - Srozumitelný a zevrubný průvodce po strukturách a funkcích lidského organismu.* [překl.] Jaroslav Hořejší a René Prahl. 3. vydání. Praha : CESTY, nakladatelství a vydavatelství, 1996. str. 336. ISBN: 80-7181-093-2.

[2] TYL Jiří; TYLOVÁ, Vendula. *Lehké mozkové dysfunkce* [Online]. Praha : Asociace pro aplikovanou psychofiziologii a biofeedback ČR - Biofeedback institut, 2002. 3, str. 22. [Citace: 24. Březen 2009.] Dostupný z WWW: <http://zsvojanova.cz/doc/LMD.pdf>.

[3] BIOPAC Systems, Inc. *BSL hardware guide. BIOPAC Systems, Inc.* [Online] 23. Červen 2004. [Citace: 24. Březen 2009.] Dostupný z WWW: <http://www.biopac.com>.

[4] JAN, Jiří. *Číslicové zpracování a analýza signálů (BCZA)*. [Online] VUT v Brně, 30. Duben 2007. [Citace: 29. Duben 2009.] Dostupný z WWW: <http://www.dbme.feec.vutbr.cz/ubmi/courses/BCZA/>.

[5] JAN, Jiří. *Číslicová filtrace, analýza a restaurace signálů.* 2.vydání. Brno, Antonínská 1 : Nakladatelství VUTIUM, 2002. str. 428. ISBN 80-214-1558-4.

[6] CAGAŠ, Petr; STOŽICKÝ, Petr; ČAVNICKÁ, Martina. *Je EEG-biofeedback efektivní metodou nápravy hyperkinetických poruch?* [Online]. SABN - Slovenská asociácia pre biofeedback a neuroreguláciu, 2. Duben 2006. [Citace: 19. Červen 2009.] Dostupný z WWW: <http://www.biofeedback.sk/pdf/Cagas_Stozicky_Cavnicka.pdf>.

[7] SVATOŠ, Josef. *Biologické signály. I, Geneze, zpracování a analýza.* 2. vydání. Praha : České vysoké učení technické, 1998. str. 202. ISBN: 80-01-01822-9.

[8] JEHLIČKA, Karel a KOZUMPLÍK, Jiří. *Zpracování biologických signálů.* 1.vydání. Praha : Vysoké učení technické v Brně, 1982. str. 262. ISBN: (Brož.).

[9] PROVAZNÍK, Ivo. *Úvod do medicínské informatiky pro Bc. studium.* [PDF dokument] Brno, 2006. Přednášky předmětu UBMI pro VUT - FEKT.

[10] PECHOUŠEK, Jiří. *Základy programování v prostředí LabVIEW.* Olomouc : Univerzita Palackého v Olomouci, 2004. str. 88. ISBN 80-244-0800-7.

[11] AMBULATORIUM. *IMF terapie.* [Online] AMBULATORIUM, 19. Březen 2006. [Citace: 20. duben 2008.] Dostupný z WWW: <http://www.imf-terapie.cz >.

[12] HAVLÍK, Jan. *Elektroencefalografie.* [Online] 17. Duben 2007. [Citace: 12. Únor 2009.] Dostupný z WWW: <http://noel.feld.cvut.cz/vyu/x31let/Lectures/ >.

[13] ZŠ BOROVSKÉHO. *Biofeedback.* [Online] 21. Květen 2009.[Citace: 21. Květen 2009.] Dostupný z WWW: <http://www.borovskeho.cz>.

[14] TYL, Jiří. *Závěrečná zpráva o řešení grantu Interní grantové agentury Ministerstva zdravotnictví ČR.*. [Online] Biofeedback institut, 14. Červen 2003. [Citace: 8. Prosinec 2008.] Dostupný z WWW: <http://www.eegbiofeedback.cz>.

[15] TYL, Jiří. EEG *Biofeedback.* [Online] Biofeedback Institut - Asociace pro aplikovanou psychologii a biofeedback ČR. [Citace: 22. Březen 2009.] Dostupný z WWW: <http://www.eegbiofeedback.cz>.

[16] PÍCHA, Bohuslav. *Alfa monitor.* Brno : Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2007. str. 66. Sv. I, Vedoucí diplomové práce doc. Ing. MILAN CHMELAŘ, CSc.

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1) Průběh akčního potenciálu buňky 8
Obrázek 2) Neuron 10
Obrázek 3) Rozmístění elektrod dle systému 10/20 11
Obrázek 4) Základní rytmy EEG 13
Obrázek 5) Principiální schéma biofeedbacku 15
Obrázek 6) EEG terapeutická místnost 18
Obrázek 7) Obecné schéma EEG biofeedbacku 19
Obrázek 8) Vlastní přístrojové zapojení 27
Obrázek 9) MP35 akviziční jednotka 28
Obrázek 10) Přední panel akviziční jednotky MP35 28
Obrázek 11) Zadní panel akviziční jednotky MP35 29
Obrázek 12) Zapojení portu analogového výstupu MP35 29
Obrázek 13) Univerzální měřící karta NI USB-6221 32
Obrázek 14) Příklad frekvenční charakteristiky DP IIR filtrů 33
Obrázek 15) Frekvenční charakteristiky FIR filtrů s různými typy váhových oken 34
Obrázek 16) Princip výpočtu individuálního výkonového spektra periodogramem 35
Obrázek 17) Princip metody průměrování spektrálních čar 37
Obrázek 18) Blokové schéma odhadu výkonových spekter pomocí banky filtrů 38
Obrázek 19) Výsledky srovnání metod výpočtu okamžité aktivity EEG pásem 39
Obrázek 20) Hlavní okno aplikace EEG biofeedback 41
Obrázek 21) Hlavní okno aplikace v režimu prohlížení záznamu EEG 42
Obrázek 22) Hlavní okno aplikace - záložka pacientské databáze 45

ADRESY PŘEVZATÝCH OBRÁZKŮ

Obrázek 2) http://cgg.mff.cuni.cz/~pepca/prg022/mucha/

Obrázek 6) http://www.borovskeho.cz/biofeedback/biofeedback.htm

Obrázek 13) http://sine.ni.com/ds/app/doc/p/id/ds-10/lang/en

Obrázek 15) http://www.bores.com/courses/intro/filters/4_pain.htm

SEZNAM ZKRATEK:

ADD *Attention Deficit Disorders* porucha pozornosti bez impulzivity

ADHD *Attention Deficit Hyperactivity Disorders* - hyperaktivní poruchy pozornosti s impulzivitou

AP akční potenciál

BES bioelektrický signál

BFB biofeedback

BZV biologická zpětná vazba

CNS centrální nervový systém

EBFT EEG biofeedback terapie

ECP extracelulární prostředí

EEG elektroencefalografie

EKG elektrokardiografie

EMG elektromyografie

FIR *Finite Impulse Response* - konečná impulsní odpověď (charakteristika)

HRV *Heart Rate Variability* - variabilita tepové frekvence

ICP intracelulární prostředí

IMF *Intention Controlled Myofeedback* - psychomotorický způsob znovunaučení libovolných pohybů

LMD lehká mozková dysfunkce

MKN mezinárodní klasifikace nemocí

NREM *Non-Rapid Eye Movement sleep* - bezesný spánek (bez rychlých pohybů očí)

REM *Rapid Eye Movement sleep* - spánek se sněním doprovázený rychlými pohyby očí

RCT *Randomized Controlled Trial* - randomizovaná kontrolovaná studie

SPU specifická porucha učení

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1) Katalogový list akviziční jednotky MP35

Příloha 2) Zapojení hardwarové části aplikace EEG biofeedback

Příloha 3) Blokové schéma aplikace EEG biofeedback

Příloha 4) Herní motivy

Příloha 5) Materiály, sborníky a výzkum EBFT

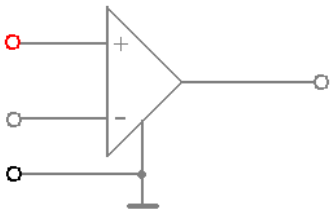
Příloha 6) Inventář souborů aplikace EEG biofeedback

Příloha č. 1) Katalogový list akviziční jednotky MP35 [3]

Specification	MP35 Unit	MP3X Unit
Front Panel		
ELECTRODE CHECKER Resistance Range (Vin+ and Vin- to GND)	0-100 KΩ	0-100 KΩ
ANALOG INPUTS Number of channels	4 isolated (front panel CH 1–CH 4), 2 unisolated (auxillary)	4 (front panel CH 1–CH 4)
SAMPLE RATE Maximum Minimum Trigger Input Threshold	 100K samples/second 1 samples/second Analog or digital channel Adjustable threshold; Positive or Negative Trigger	 2K s/s (8K aggregate on four ch.) 1 samples/second CH 4 input only Adjustable threshold; Positive or Negative Threshold
A/D resolution (before digital filtering)	24-bit	10-bit
Signal to noise ratio	> 90 dB (nominal)	> 90 dB
Voltage resolution Gain dependent	1.192 microvolts /bit (Gain 10) to 0.024 nanovolts /bit (Gain 50,000)	0.400 microvolts/bit (Gain 100) to 0.200 millivolts/bit (Gain 25,000)
Input voltage range (Gain dependent)	400 microvolts to 2.0 Volts p-p	4.0 millivolts to 0.2 Volts p-p
Input accuracy	±0.01% of Full Scale Range (FSR)	±0.05% FSR
Input protection; current limited	± 1 mA/V	± 1 mA/V
Maximum Input Voltage (between Vin+ and Vin-)	2V p-p	130mV p-p
Differential Input Impedance (between Vin+ and Vin-)	2 MΩ	2 MΩ
Filters (automatic or user adjustable)	3 two-pole IIR digital filters per channel	3 two-pole IIR digital filters per channel
Common Mode Input Impedance (between Vin+/Vin- and GND) DC AC (50/60 Hz)	 11 MΩ 1,000 MΩ	 11 MΩ 1,000 MΩ
Gain ranges (automatic preset or user adjustable)	10 – 50,000	100 – 50,000
Baseline adjustment (automatic or user adjustable)	Gains 10, 20, and 50: ±100mV Gains 100 to 50,000: ±10mV	±10mV all Gains
Electrode offset potential tolerance	Gains 10, 20, and 50: ±2V Gains 100, 200, 500: ±200mV Gains 1,000 to 50,000: ±80mV	±70 mV all Gains
Back Panel		
ANALOG OUTPUT Number of channels D/A resolution Accuracy Output impedance Output voltage Output drive current	 1 12 bits ±0.0125% of FSR 50Ω 0 - 4.096 V ±10 mA maximum	 1 8 bits ±0.2% of FSR 50Ω 0 - 5.000 V ±100 mA maximum

Příloha č. 2) Zapojení hardwarové části aplikace EEG biofeedback

Přesné umístění elektrod závisí na trénované oblasti. Jednu aktivní elektrodu (-) lze rovněž umístit na druhý ušní boltec a druhou aktivní elektrodu (+) univerzálně na bod C3, C4 nebo centrální bod Cz.



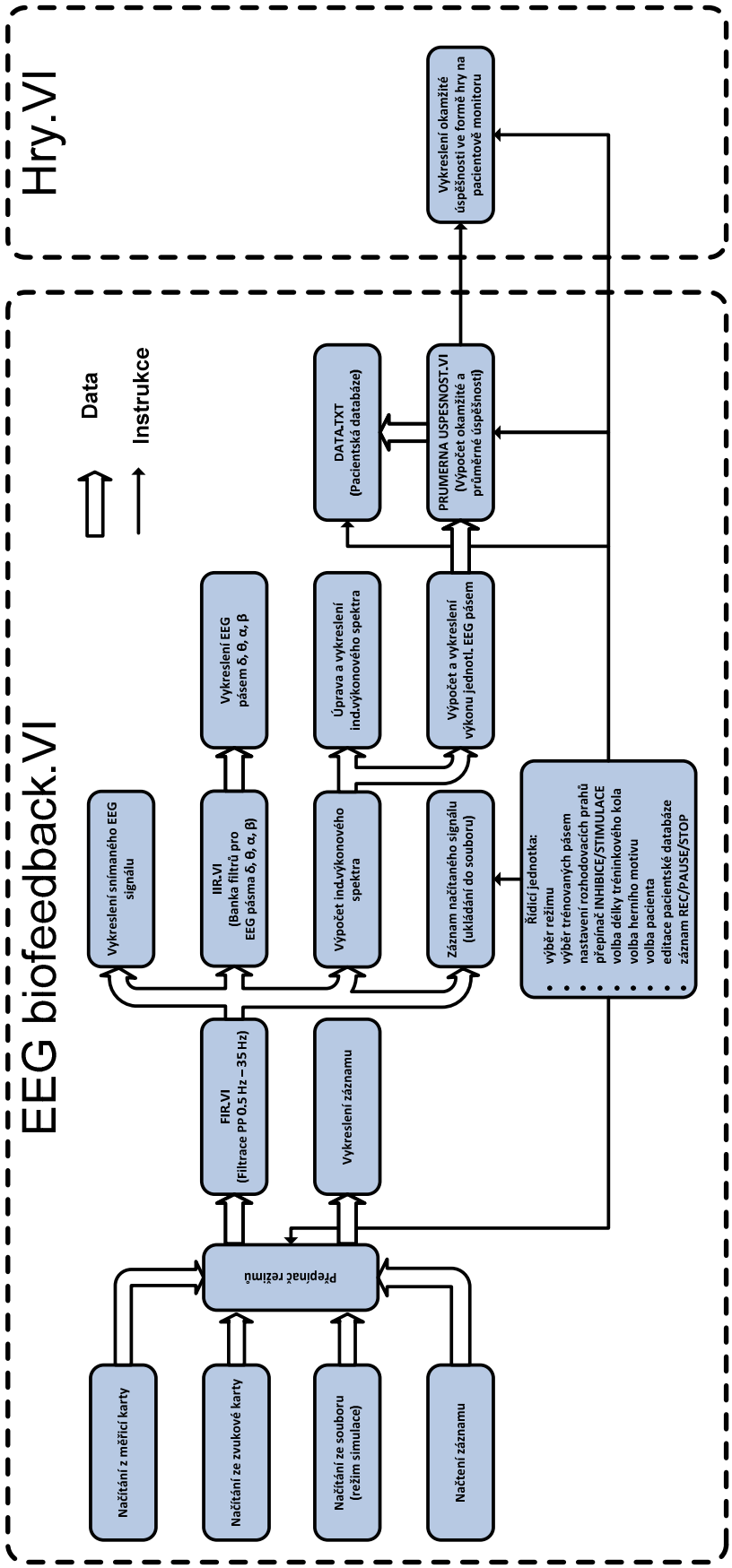
MP35 - NASTAVENÍ:

1) volba CH3 INPUT
2) režim EEG 0.5 – 35 Hz
3) zesílení 50 000
4) volba CH3 to OUTPUT

NI USB-6221 - PŘIPOJENÍ KONEKTORŮ:

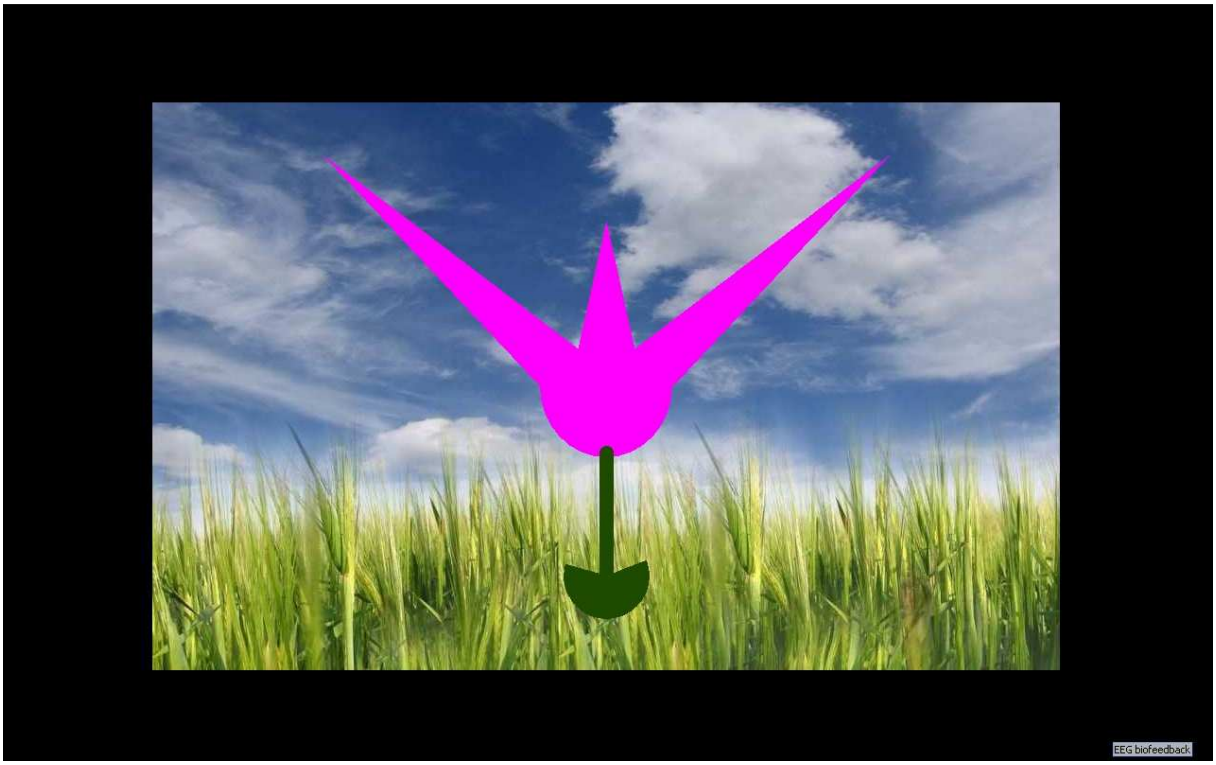
1) JEDNODUCHÉ: A1 0, A1 GND
2) DIFERENČNÍ: A1 0, A1 8

Příloha č. 3) Blokové schéma aplikace EEG biofeedback



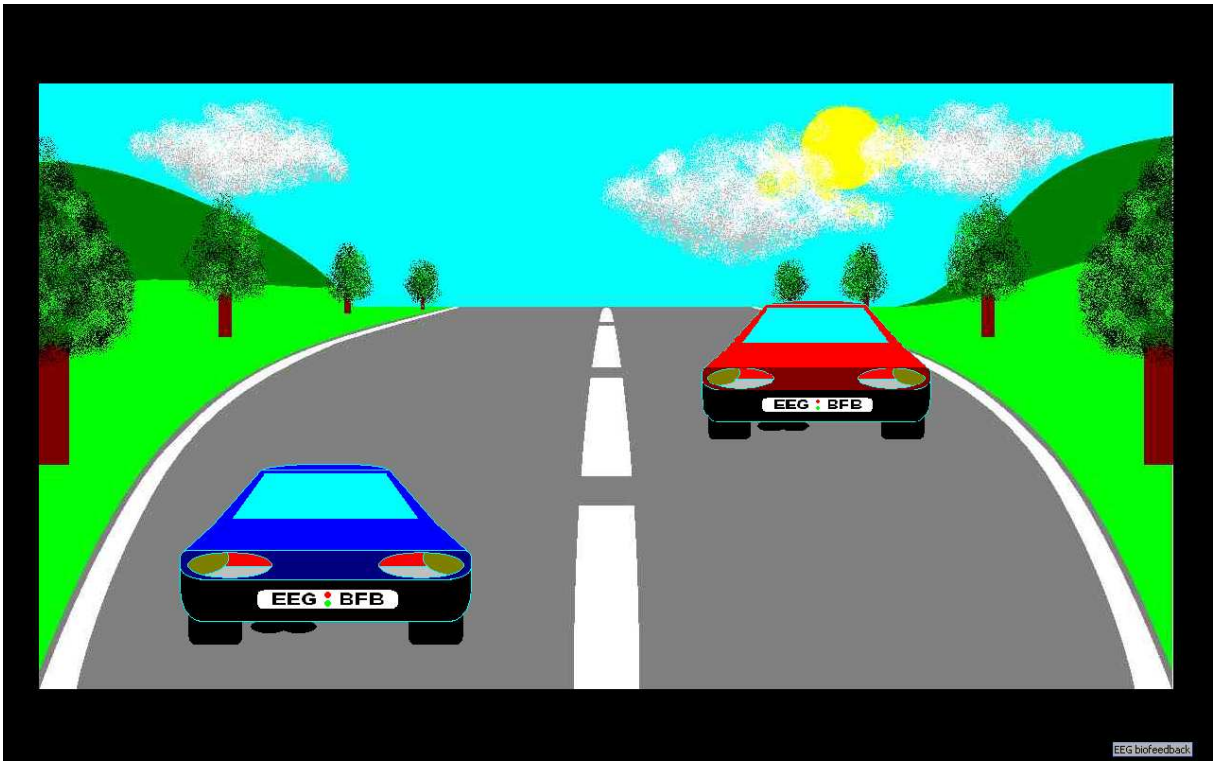
Příloha č. 4 - list 1) Herní motivy

Krajina

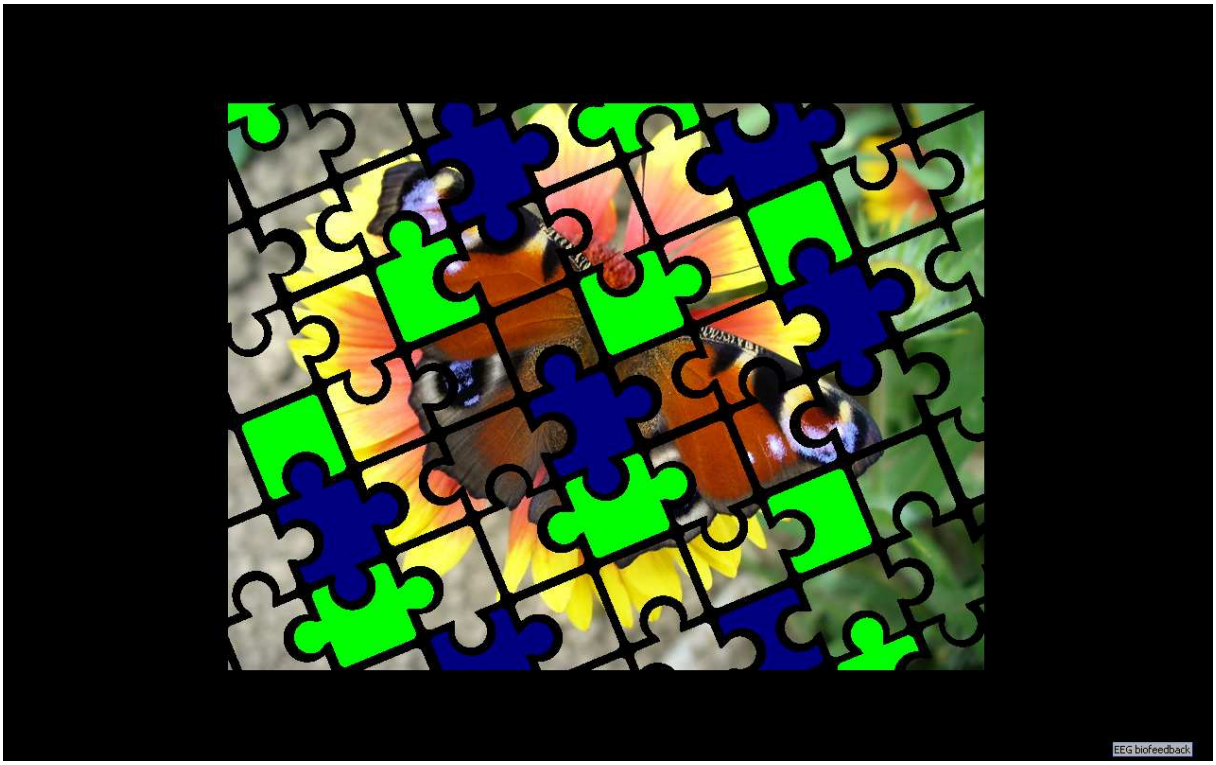


Květina

Příloha č. 4 - list 2) Herní motivy



Auta



Puzzle

Příloha č. 5) Materiály, sborníky a výzkum EBFT:

1) Efektivita EEG biofeedbacku v roce 2002:
   http://www.eegbiofeedback.cz/download/efekt02_1.zip

   http://www.eegbiofeedback.cz/download/efekt02_2.zip

2) Efektivita Biofeedbacku v roce 2003:

   http://www.eegbiofeedback.cz/download/efekt02_1.zip

   http://www.eegbiofeedback.cz/download/efekt02_2.zip

3) Efektivita terapie lehkých mozkových dysfunkcí s využitím EEG biofeedback tréninku:

   http://www.eegbiofeedback.cz/download/GRANT.zip¨

4) Studie EBFT na jednotlivé typy dysfunkcí – TABULKY:

   http://www.eegbiofeedback.cz/download/Tabulky.zip

5) EEG biofeedback a jeho použití v klinické praxy:

   http://www.tigis.cz/PSYCHIAT/documents/koprivova.pdf

6) Je EEG-biofeedback efektivní metodou nápravy hyperkinetických poruch?

   http://www.biofeedback.sk/pdf/Cagas_Stozicky_Cavnicka.pdf

Příloha č. 6) Inventář souborů aplikace EEG biofeedback

ROOT

- EEG BIOFEEDBACK
  - EEG BIOFEEDBACK.VI *hlavní spustitelný program aplikace*
  - FIR.VI *podprogram pro realizaci digitální filtrace základního pásma EEG*
  - IIR.VI *podprogram pro realizaci digitální filtrace jednotlivých subpásem EEG*
  - PRUMERNA USPESNOST.VI *podprogram pro výpočet úspěšnosti tréninku*
  - HRY.VI *hlavní program pro vykreslení tréninkových her*
  - GLOBAL VYBER HRY.VI *pomocná proměnná pro přenos dat mezi programy*
- DATA
  - SIGNAL_9S.DAT *záznam jednokanálového EEG délky 9 sekund*
  - SIGNAL_29S.DAT *záznam jednokanálového EEG délky 29 sekund*
  - SIGNAL_5M22S.DAT *záznam jednokanálového EEG délky 5 minut 22 sekund*
  - DATA.TXT *textový soubor uchovávající data databáze pacientů*
- METODY
  - METODY.VI *program pro srovnání efektivity metod odhadu subpásmových aktivit*
  - FILTR PP.VI *podprogram pro srovnání efektivity metod*
  - BANKA FILTRU_TEST.VI *podprogram pro srovnání efektivity metod*
  - VSTUPNI DATA.DAT *testovací data obou metod srovnání*

POZNÁZMKA: Pro správnou funkci pacientské databáze je nutné aplikaci spouštět z kopie uložené na pevném disku počítače, nikoliv z CD.