

**VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ**

**Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií**

Ústav radioelektroniky

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor
Elektronika a sdělovací technika

Student: Radek Lízal
Ročník: 3

ID: 125525
Akademický rok: 2012/2013

NÁZEV TÉMATU:

Rozpoznání a analýza záměru pohybu v signálu EEG

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Prostudujte vlastnosti electroencefalogramu (EEG) a faktory ovlivňující tento signál. Zjistěte, jak se projeví záměr pohybu v klidovém signálu EEG. Seznamte se s obsluhou a měřením EEG na ambulantním elektroencefalografu firmy Alien. Navrhněte experiment pro měření záměru pohybu z EEG. Popište postup filtrace a analýzy změřených signálů, vedoucí ke zvýraznění signálu nesoucího "záměr" pohybu. Na změřeném signálu proveďte zvolenou analýzu a ověřte správnost její volby. Realizujte sérii měření, které budou mít za cíl ověřit správnost teorie popsané v semestrálním projektu. V prostředí Matlab vytvořte funkci, která dokáže v testovacím signálu rozpoznat záměr pohybu a tento v průběhu zvýraznit. Otestujte chování a citlivost funkce na signálu, ve kterém se bude vyskytovat myšlenka pohybu, ale pohyb nebude vykonán.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] HAYNES, J. D. Decoding and predicting intentions, Berlin: Bernstein Center for Computational Neuroscience, 2011.
- [2] BAZTARRICA OCHOA, J. EEG Signal Classification for Brain Computer Interface Applications, Ecole polytechnique federale de Lausanne 2002
- [3] SANEI, S. EEG Signal Processing, New Yourk: John Wiley & Sons, 2007

Termín zadání: 11.2.2013

Termín odevzdání: 31.5.2013

Vedoucí práce: Ing. Karel Bubník
Konzultanti bakalářské práce:

prof. Dr. Ing. Zbyněk Raida
Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

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

ABSTRAKT

Tato práce obsahuje informace o vlastnostech elektroencefalogramu, o tom, jaké průběhy lze naměřit a jak se v jejich výsledku orientovat. Jsou také popsány možné faktory ovlivňující kvalitu signálu. Dále jsou rozebrány metody zpracování signálu z elektroencefalografu, po kterých následuje teoretický popis chování mozku před pohybem vykonaným i zamýšleným. Obsahem práce je rovněž popis dvou různých měřených experimentů. Jsou zobrazeny výsledky získané při měření obou experimentů, které jsou okomentovány a srovnány s teoretickými předpoklady.

KLÍČOVÁ SLOVA

EEG, Fourierova transformace, Brain mapping - BM, Senzomotorické rytmy – SMR, Event- related synchronizace (ERS), Event- related desynchronizace (ERD)

ABSTRACT

This thesis contains information about the electroencephalograph and its characteristics, taking into account the possible measurements and ways of reading them. The factors which might influence the quality of the signal are taken into consideration as well. Furthermore, the methods of processing the electroencephalography signal are analysed, followed by theoretical description of brain reactions preceding both realised and intended movement. Moreover, two different measurement experiments are described and the obtained results are commented on and compared to the theoretical findings.

KEYWORDS

EEG, Fourier transform, Brain mapping – BM, Sensorimotor rhythm (SMR), Event-related synchronization (ERS), Event- related desynchronization (ERD)

Lízal, Radek. *Rozpoznání a analýza záměru pohybu v signálu EEG*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav radioelektroniky, 2013. 51 s., 7 s. příloh. Bakalářská práce. Vedoucí práce: Ing. Karel Bubník

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Rozpoznání a analýza záměru pohybu v signálu EEG jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne

.....

(podpis autora)

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucímu bakalářské práce Ing. Karlu Bubníkovi za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce a také dobrovolníkům, kteří byli ochotni podstoupit měření.

V Brně dne

.....

(podpis autora)

OBSAH

Seznam obrázků a tabulek	1
Úvod	2
1 Elektroencefalografie	3
1.1 Měření elektroencefalografem	3
1.2 Systém rozložení elektrod.....	4
1.3 Znaky EEG vzorců.....	4
1.4 Anatomie mozku.....	11
1.5 Artefakty	12
1.5.1 Biologické faktory	12
1.5.2 Technické faktory	14
2 Metody zpracování signálu	16
2.1 Způsoby zpracování signálu	16
2.1.1 Fourierova transformace	16
2.1.2 Metoda modifikovaných periodogramů.....	18
2.1.3 Metody spektrální analýzy	19
2.1.4 Topografické mapování aktivity EEG	19
3 Desynchronizace a synchronizace EEG rytmů	20
4 Bereitschaftspotential	22
5 Experiment	23
5.1 Popis prvního experimentu	23
5.2 Popis druhého experimentu	24
5.3 Zpracované výsledky pomocí EEG	25
5.3.1 Výsledky z měření prvního experimentu.....	25
5.3.2 Výsledky z měření druhého experimentu	26
5.4 Zpracované výsledky v prostředí Matlab.....	26
5.4.1 Spektrogram záznamu.....	27
5.4.2 Výsledky z měření prvního experimentu.....	28
5.4.3 Výsledky z měření druhého experimentu	29

5.4.4	Vyhodnocení výsledků	30
6	Závěr	33
	Literatura	34
	Seznam symbolů, veličin a zkratk	36
	Seznam příloh	37

SEZNAM OBRÁZKŮ A TABULEK

Obr. 1.1: Elektrodová čepice a rozmístění elektrod (převzato z [8]).....	3
Obr. 1.2: Rozložení frekvenčních pásem (převzato z [12]).....	5
Obr. 1.3a: Sinusoidní tvar (převzato z [4]).....	6
Obr. 1.3b: Pilovitý tvar (převzato z [4]).....	6
Obr. 1.3c: Arkádovitý tvar (převzato z [4]).....	7
Obr. 1.4a: Symetrie (převzato z [4]).....	8
Obr. 1.4b: Asymetrie (převzato z [4]).....	8
Obr. 1.5: Synchronní a asynchronní vzor (převzato z [4]).....	8
Obr. 1.6a: Rytmičké opakování vln (převzato z [4]).....	9
Obr. 1.6b: Arytmičké opakování vln (převzato z [4]).....	9
Obr. 1.6c: Vřetena (převzato z [4]).....	9
Obr. 1.7: Periodické vzorce (převzato z [4]).....	10
Obr. 1.8a: Časté výskyty hrotů (převzato z [4]).....	10
Obr. 1.8b: Řídký výskyt abnormalit (převzato z [4]).....	10
Obr. 1.9: Motorické a senzitivní oblasti mozku (převzato z [13]).....	11
Obr. 1.10: Záznam EEG bez pohybu očí a jeho spektrum (převzato z [6]).....	13
Obr. 1.11: Záznam EEG při mrknutí a jeho spektrum (převzato z [6]).....	13
Obr. 1. 12: Záznam EEG, pohyb očí je nejlépe vidět na čelních elektrodách [6].....	14
Obr. 3.1: Ukázka časově frekvenční analýzy SEEC (převzato z [15]).....	21
Obr. 5.1: Pacient při měření prvního experimentu	24
Obr. 5.2: Grafické zobrazení měření druhého experimentu	25
Obr. 5.3: Ukázka výsledku z měření prvního experimentu.....	25
Obr. 5.4: Ukázka výsledku z měření druhého experimentu.....	26
Obr. 5.5: Spektrogram mozkové aktivity.....	27
Obr. 5.6: Výkon v pásmu SMR a Beta aktivita.....	28
Obr. 5.7: Senzomotorické rytmy během měření.....	29
Tab. 1: Výsledky získané při měření prvního experimentu.....	31
Tab. 2: Výsledky získané při měření druhého experimentu.....	32

ÚVOD

Lidský mozek patří mezi nejprobádanější a současně také mezi nejtajemnější orgány člověka. Mozek je řídicí a integrační orgán nervové soustavy člověka. Řídí a kontroluje funkce, jakou jsou činnost srdce, řeč, trávení, myšlení, pohyb, ale také paměť či vnímání emocí. To jsou důvody pro neustálé zkoumání aktivity tohoto orgánu.

Aktivita mozku se zkoumá pomocí elektroencefalografu, který ji zaznamenává. Tato práce nás v první kapitole seznámí s vlastnostmi elektroencefalografu, se znaky, které na EEG signálu rozeznáváme a popisujeme. Také se dozvíme o faktorech, které signál mohou ovlivňovat, jaké jsou možné artefakty při měření a jakým způsobem se odstraňují.

Naměřené signály pomocí elektroencefalografu se zpracovávají různými metodami. Tyto metody jsou popsány v další kapitole práce. Zvolená metoda zpracování pro tuto práci je uvedena.

Třetí kapitola nás obeznámí s návrhem experimentů. Popíše, co bylo při měření důležité dodržovat, aby nevznikalo zkreslení a dále jaké byly použity pomůcky pro odstranění odporu mezi elektrodou a kůží. Dále se seznámíme s výsledky experimentů získanými měřeními. Důležité informace z měření budou náležitě vysvětleny.

V neposlední řadě budou zobrazeny a popsány výsledky z elektroencefalografu firmy Alien a také z prostředí Matlab.

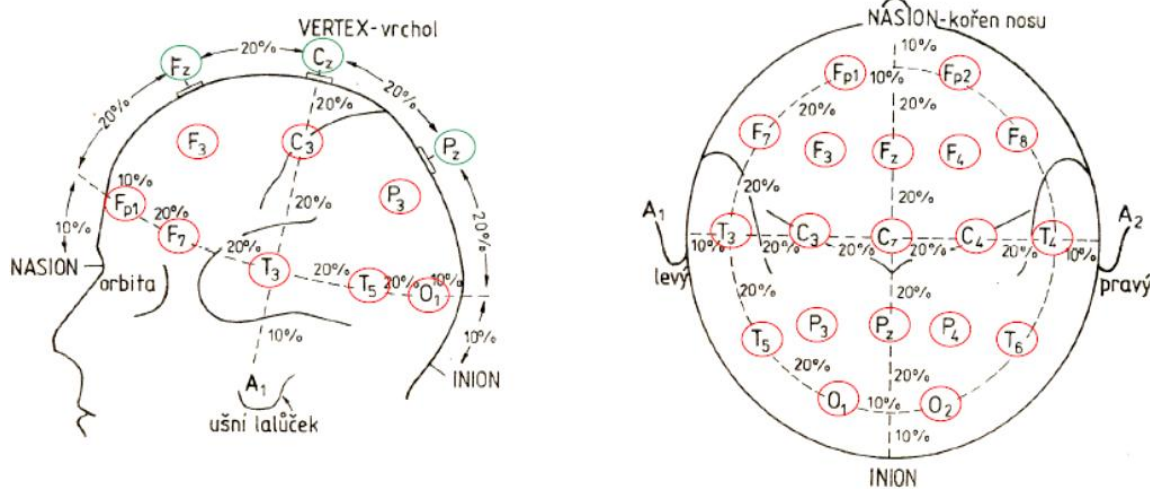
Poslední kapitola hodnotí dosažené výsledky a shody s teoretickými předpoklady.

1 ELEKTROENCEFALOGRAFIE

Elektroencefalograf (EEG) umožňuje měřit elektrickou aktivitu mozku. Je to velmi významný nástroj diagnostiky a napomáhá identifikovat různé fáze spánku, metabolické poruchy, stavy vědomí, nemoci epilepsie, ale také identifikuje vliv drog či jiných toxických látek. Vyšetření elektroencefalografem se provádí, jestliže má ošetřující lékař podezření na pacientovo poškození funkcí mozku – neurologické vyšetření, v převážné většině případů se ale používá v psychiatrii [1].

1.1 Měření elektroencefalografem

Metoda měření může být invazivní i neinvazivní. Tato práce využívá měření neinvazivního. Provádí se pomocí speciální elektrodové čepice, kde je umístěno 21 měřicích elektrod. Rozvržení elektrod lze vidět na Obr. 1. 1.



Obr. 1.1. Elektrodová čepice a rozmístění elektrod [převzato z 8].

1.2 Systém rozložení elektrod

Pro rozmístění elektrod se nejčastěji používá systém 10-20, což znamená rozložení elektrod po intervalech 10% a 20% po obvodu hlavy [2].

Různé části mozku jsou aktivní při různých činnostech. Elektrody snímají aktivitu na místě, kde se nachází a průběhy jsou proto odlišné, např. pod elektrodou F8 se nachází emoční centrum, C3, C4, Cz snímají senzorické a motorické funkce, P3, P4, Pz zase centrum vnímání a rozlišování, T5, T6 snímají paměťové centrum atd. Přesné umístění elektrod je však stále problém [3]. Každá elektroda má své vlastní označení. To se provádí podle jejího umístění. Písmena C značí umístění Centrální (střední), P- Parietální (temenní), F- Frontální (přední), O – Occipitální (týlní), T- Temporální (spánkové), Fp – Frontopolární (přední kolem pólu). Dále se uvádí označení Nasion - místo mezi čelem a nosem a Inion - bod v zadní části lebky. Elektrody se sudými čísly se nachází na pravé straně hlavy, nad pravou hemisférou, elektrody s lichými čísly na levé straně hlavy, nad levou hemisférou.

1.3 Znaky EEG vzorců

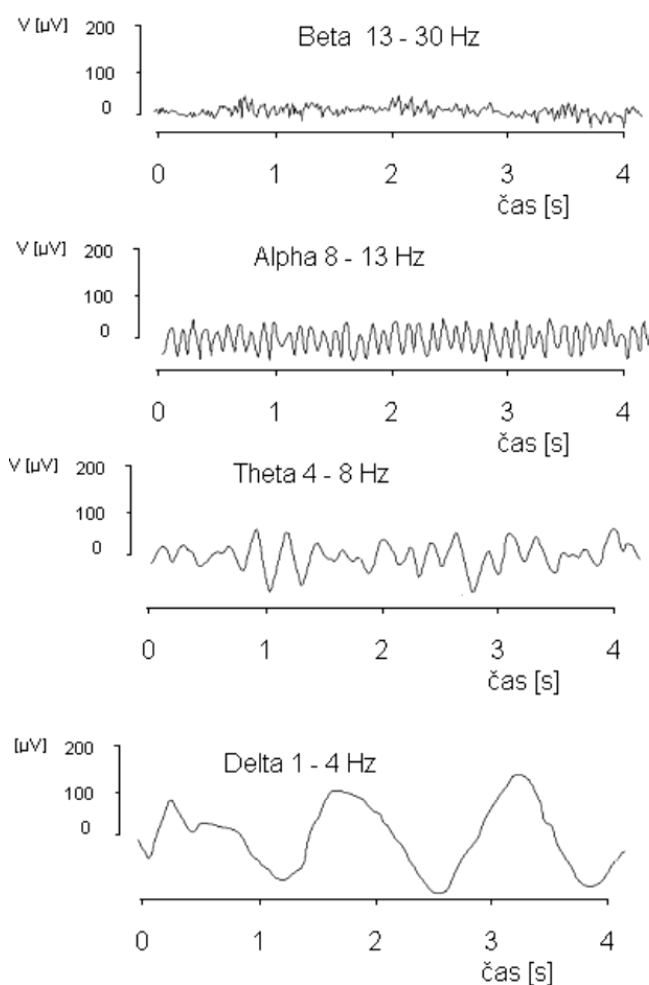
Faktory, které na EEG vzorcích identifikujeme a popisujeme:

Frekvence

Sledujeme počet vln, které se opakují za 1 s (vyjadřujeme v Hz s přesností na $\frac{1}{2}$ Hz). Její vzájemná hodnota je trvání jedné vlny (v ms, zaokrouhluje se na desítky ms). Rozdílné frekvence vln značí rozdílnou mozkovou aktivitu. Na obr. 1. 2 jsou zobrazeny rozdíly průběhů [4].

- **Delta** $\leq 3,5$ Hz - objevuje se standardně při hlubokém spánku. Tato aktivita se také zobrazí během intenzivního myšlení. Její patologická složka se objevuje ve stavech bezvědomí nebo po mozkových zraněních. Je zřejmá u dětí do jednoho roku. Snížením delta aktivity roste bdělost a naopak větší množství během dne může znamenat ospalost a problémy se soustředěním.
- **Théta** 4 - 7,5 Hz – Théta vlny jsou spojovány s kreativitou, intuicí, ale patologicky také s denním sněním, úzkostí a depresemi. Théta aktivita je výrazná například při meditaci. Také se vyskytuje při emocionálním vzrušení a je také normální během některých fází spánku.
- **Alfa** 8 - 13 Hz - Alfa vlna se objevuje, jakmile se subjekt cítí uvolněně a klidně, kdykoli je člověk bdělý, ale aktivně nezpracovává informace. Je to základní rytmus, vyskytující se u zdravých dospělých lidí ve stavu relaxace. Aktivita alfa vln se zvýší při hlubokém dýchání nebo při zavření očí. Naopak klesá například při přemýšlení a počítání.

- **Beta** ≥ 13 Hz - Beta vlna se objevuje při stavu, který je příznačný pro otevřené oči, kdy pacient poslouchá nebo myslí, řeší úkoly, uvažuje, dělá rozhodnutí, zpracovává informace z okolního světa. Beta má relativně široké rozpětí. Od 12 Hz, což značí stav relaxovaného soustředění, přes frekvenci 15 Hz, která značí stav pohotovosti až nad 18 Hz, kdy se projevují pocity ostražitosti a předrážděnosti [5].
- **SMR** 8 - 15 Hz - další významné hodnoty jsou senzomotorické rytmy, SMR z anglického senzory motor rhythm. Základní rytmická elektrická aktivita mozku, která je snímána a vyhodnocována také pomocí elektroencefalografie. Při prakticky jakékoli neuronální činnosti se aktivuje a dochází k dynamickým změnám ve frekvenčních pásmech (delta: $\leq 3,5$ Hz, theta: 4 - 7,5 Hz, alfa: 8 - 12 Hz, beta ≥ 12 Hz) [14]. Při aktivaci se amplituda SMR snižuje. Může se stát, že se SMR smísí s Alfa aktivitou, protože se také pohybuje okolo 12 Hz [12].



Obr. 1.2 Rozložení frekvenčních pásem [převzato z 12]

Amplituda

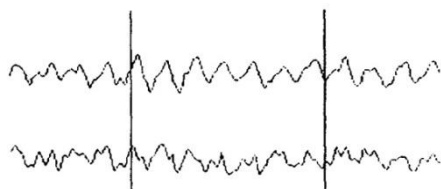
Sleduje se vertikální rozměr vzorce (v μV , zaokrouhluje se na desítky μV). Je to vzdálenost (v mm) mezi dvěma vrcholy křivky násobená podílem, který určuje, kolik μV je znázorněno v 1mm. Jestliže dojde k poklesu amplitudy vlivem různých faktorů fyziologických, patologických či technických, mluví se o tzv. atenuaci. Naopak při nárůstu amplitudy jde o její augmentaci. Při měření amplitudy záleží na druhu aktivity a na měřicím zapojení. Samotné amplitudy se srovnávají v referenčním zapojení [4]. Pojem amplituda je v lékařské praxi zažitá terminologie.

Termín „tvar“

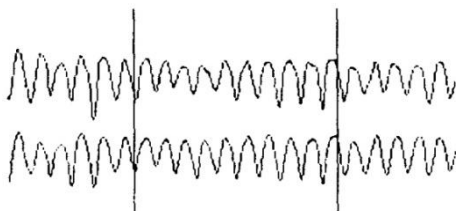
Vztahuje se k morfologii EEG vzorců (aktivity vln a jejich skupin). EEG vzorce představují změny tvarů křivky kolem smyšlené základní linie. Jako pomíjivý neboli transientní signál se označuje EEG vzorec, který jasně vystupuje oproti okolní křivce amplitudou nebo frekvencí. Může představovat samotnou vlnu či shluk vln. Výbojem se nazývá skupina vln, které se náhle objeví a zmizí. Komplex je skupina dvou a více vln, které mají víceméně konstantní tvar v záznamu, je ale odlišný od aktivity, která je v záznamu aktivitou základní. Jestliže je v jednom vzorci obsažen vzorec druhý, jehož vlny neprotnou základní linii, popíše se tento složený vzorec tak, že je na vzorec první superponován vzorec druhý [4].

Rytmus

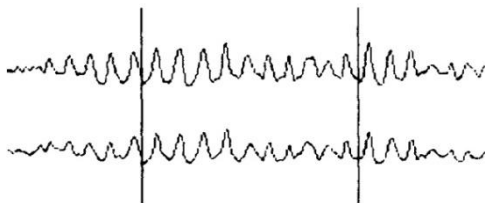
Skupina pravidelných vln. Podle tvaru se dělí na tvar: sinusoidní (obr. 1.3a), pilovitý (obr. 1.3b) a arkádový (obr. 1.3c). Klasifikace EEG vzorců podle tvarů má tedy omezený význam [4].



Obr. 1.3a, Sinusoidní tvar [převzato z 4]



Obr. 1.3b, Pilovitý tvar [převzato z 4]



Obr. 1.3c, Arkádový tvar [převzato z 4]

Distribuce

Elektroda či elektrody, ve kterých se nejlépe zachycuje měřený vzorek. Dělí se na generalizovanou, difúzní, lateralizovanou, fokální a multifokální.

- Generalizovaná: výskyt EEG vzorců, které jsou zachycovány ve stejné době na všech elektrodách či většině elektrod, stejnoměrně nad oběma polovinami hlavy.
- Difúzní: objevuje se nad rozsáhlými oblastmi jedné či druhé poloviny hlavy.
- Lateralizovaná: vzorec, který se vyskytuje buď výlučně, nebo převážně nad jednou polovinou hlavy.
- Fokální (ložisková): vzorec má zjevné maximum v jedné elektrodě. Tento termín obvykle nahrazuje dříve používaný termín „regionální“, který znamenal distribuci na více elektrodách.
- Multifokální: více distribucí navzájem lišících se vzorců [4].

Šíření a generalizace

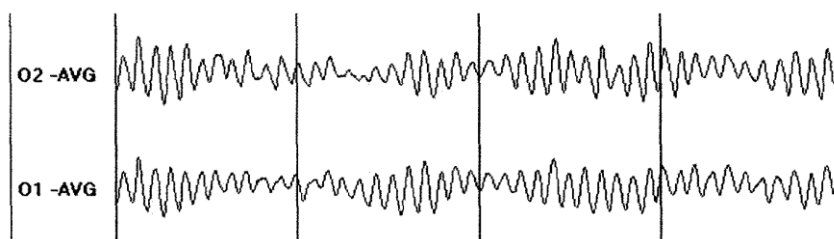
O šíření hovoříme, jestliže se nějaký vzorec objevuje s menší amplitudou či fázovým posunem v další elektrodě.

Generalizace je šíření elektrické aktivity z ohraničených oblastí do elektrod, rozložené stejnoměrně na obě poloviny hlavy. Zde už amplitudová asymetrie ani fázový posun nemusí být patrné [4].

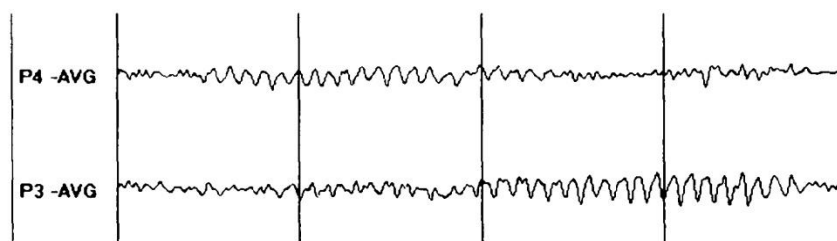
Symetrie a asymetrie

Symetrie je konstantnost, se kterou mají dva či více vzorců ve stejných oblastech obou hemisfér stejnou amplitudu. Na obr. 1.4a, jsou vlny symetrické. Nutno říci, že symetrie v elektroencefalografickém smyslu má ale daleko k symetrii geometrické.

Asymetrie pak obdobně znamená konstantnost, ale se kterou je jeden EEG vzorec nižší či vyšší než jiný (v desítkách μV či vzájemným poměrem amplitudy obou vzorců). Na obr. 1.4 b, je aktivita asymetrická. Lze vidět rozdílnou amplitudu. V první části obrázku je vyšší amplituda vlevo, ve druhé vpravo [4].



Obr. 1.4a, Symetrie [převzato z 4]

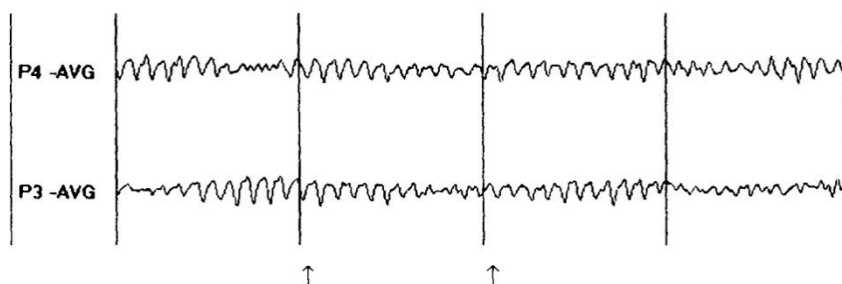


Obr. 1.4b, Asymetrie [převzato z 4]

Synchronie

Vzájemný časový vztah mezi jednotlivými vlnami a vzorci. Dělí se na synchronní, simultánní a asynchronní.

- Synchronní: vzorce se vyskytují ve stejném čase a mají stejný směr výchylky, což vidíme na obr. 1.5.
- Simultánní: současný výskyt dvou či více vzorců, vyskytující se ve stejném čase, ale s fázovými posuny.
- Asynchronní: vzorce se objevují nad oběma polovinami hlavy bez konstantního časového vztahu, což je také možné spatřit na obr. 1.5 v momentě značky (↑). Oba signály jsou zhruba symetrické [4].



Obr. 1.5 Synchronní a asynchronní vzor [převzato z 4]

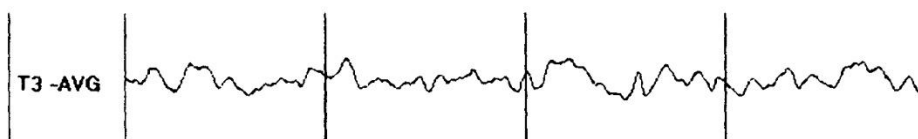
Rytmicita

Stabilita frekvence opakujících se jednotlivých vln. Skupiny vln je možno dělit na rytmické, arytmičné a vřetena:

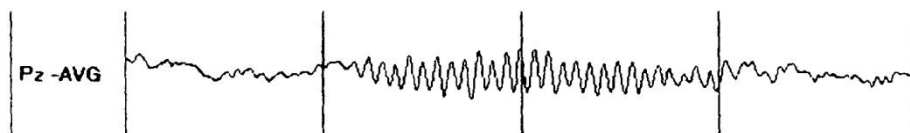
- a) Rytmické: opakování vln se stejnou frekvencí (když jde o tvarově nepravidelné vlny). Obr. 1.6a zobrazuje, že rytmické vlny nekolísají vzájemně ve frekvenci více než o 1 Hz. Mohou být i nepravidelného tvaru.
- b) Arytmické: opakování vln s různou frekvencí. Arytmické vlny kolísají ve frekvenci o více, než 1 Hz viz obr. 1.6b.
- c) Vřetena: skupiny rytmických vln, které mají stoupající a klesající amplitudu (jejich křivka má tvar vřetena). Na obr. 1.6c je zobrazeno vřeteno. Za povšimnutí stojí, že ani u vřetena nebývají frekvence zcela konstantní. Na začátku vřetena je frekvence pomalejší; nejrychlejší je na vrcholu amplitudy [4].



Obr. 1.6a, Rytmické opakování vln [převzato z 4]



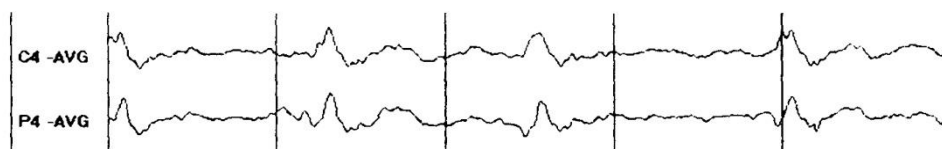
Obr. 1.6b, Arytmické opakování vln [převzato z 4]



Obr. 1.6c, Vřetena [převzato z 4]

Periodicita

Časový vztah mezi vzorci, které se vyskytují během záznamu přerušovaně, ale frekvence jejich opakování bývá víceméně konstantní, dá se tedy říci, že jsou periodické. Periodicita nepopisuje tvar a vzorce mohou být tvarově nepravidelné, viz obr. 1.7. Periodicitu udáváme např. jako „jednou za 2 s“. Naopak intermitentní aktivitu, která se vyskytuje v čase nepravidelně, nazýváme aktivitou aperiodickou [4].

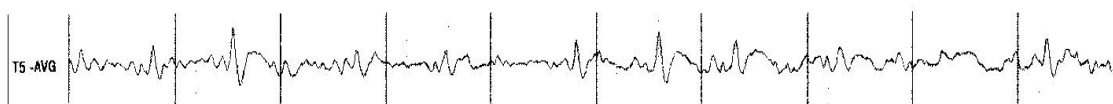


Obr. 1.7 Periodické vzorce [převzato z 4]

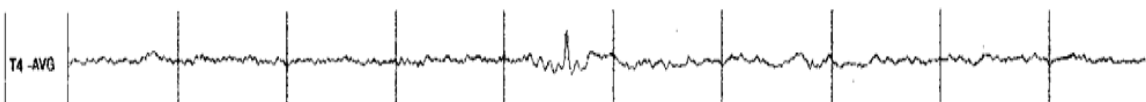
Perzistence

Frekvence, se kterou se daný EEG vzorec objevuje. Dělí se na časté, středně časté a řídké. Některé vzorce se vyskytují občasně či periodicky. Tato frekvence se popisuje indexem, což je podíl z celkové doby natáčení, během kterého se daný EEG vzorec objeví. Pokud se index rovná hodnotě 20 %, tak popisuje, že daný EEG vzorec (např. delta aktivita) se vyskytuje ve 20 % grafu.

- Časté: vyskytuje se na každém desetisekundovém úseku, viz obr. 1.8 a. U takového záznamu se uvádí, že je abnormalita perzistentní.
- Středně časté: vyskytují se opakovaně, nikoli však v každém desetisekundovém úseku záznamu.
- Řídké: výskyt jen několikrát během celého záznamu. Na obr. 1.8 b, je zachycen izolovaný hrot [4].



Obr. 1.8a, Časté výskyty hrotů [převzato z 4]



Obr. 1.8b, Řídký výskyt abnormality [převzato z 4]

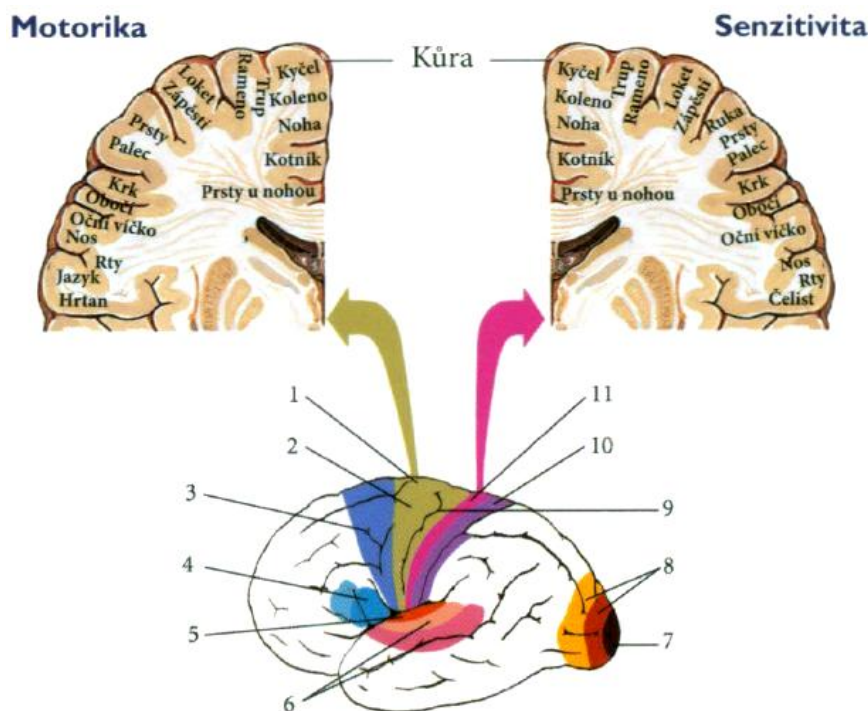
Reaktivita

Změna, které lze dosáhnout v normálním či abnormálním EEG vzorci různými stimuly a jsou proto zavedeny určité aktivační metody. Jsou to metody určené ke zjištění či zvýraznění normální či abnormální aktivity, zahrnují:

- Různé senzorické stimuly (fotostimulace, sledováním obrazů nebo televize, hrou počítačových her aj.)
- Metabolicky nebo farmakologickou stimulací (hluboké dýchání, natáčení EEG během menstruace, při dlouhodobém monitorování i vysazení antiepileptické léčby).
- Změny psychického stavu nebo stavu vědomí (spánek).
- Speciální stimuly u reflexních epilepsií (úleková situace, čtení, psaní, psychické činnosti - počítání, představy atd.) [4].

1.4 Anatomie mozku

Mozek ovládá motoriku těla. Pro snímání je důležité znát místo v mozku, kde se nachází zóny řídící jednotlivé části těla pro přesnější detekci. Obr. 1. 9. zobrazuje anatomii mozku. Je tedy zřejmé, kde se nachází zóna pro ovládání pohybu prstů a ruky, které byly v této práci prováděny. Místo, kde se tyto činnosti vykonávají, se při nasazené elektrodové čepici nachází pod místem elektrody C4 (pro pohyb levé ruky) a C3 (pro pohyb pravé ruky).



Obr. 1.9. Motorické a senzitivní oblasti mozku [převzato z 13].

1.5 Artefakty

Při snímání EEG záznamu může být signál zkreslen různými zdroji rušení. Toto rušení má ve výsledném signálu název artefakt. Artefakty nemají původ v elektrické mozkové aktivitě. Zdroje těchto grafoelementů mohou být biologického nebo technického typu [16]. Aby snímáný EEG záznam obsahoval co nejméně těchto chyb, je nutné je eliminovat způsobem snímání. Je potřeba dobře upevnit elektrody a sledovat velikost přechodového odporu na obrazovce elektroencefalografu a případně přechodový odpor snížit další aplikací EEG gelu, či výměnou vadné elektrody. Pokud se v EEG signálu nerozeznají artefakty, může být naměřený signál matoucí [16].

1.5.1 Biologické faktory

Při snímání elektroencefalografu obvykle snímáme i biologické signály, které ovlivňují měření elektrické aktivity mozku. Tyto artefakty se sledují a při zkoumání výsledného signálu EEG se odfiltrují. Mezi biologické artefakty patří:

Elektrodermogram

Tyto artefakty jsou způsobeny měnicími se elektrickými potenciály kůže či změnou kožního odporu. Změny nastávají při stimulaci akustické nebo při bolestivém či emočním podnětu. Také se tyto chyby projeví, jestliže se pacient nadměrně potí. V záznamu se tyto chyby projevují jako velmi pomalé, symetrické vlny trvající 2-3 sekundy, často vyšší až vysoké amplitudy. Tyto artefakty je nutné odlišit od artektů pohybových, které vznikají souběžně s dýchacími pohyby.

Pulzové artefakty

Tyto artefakty jsou způsobeny umístěním elektrod nad pulzující arterií. Odstraňují se posunutím elektrody. Jedná se o chybu způsobenou stejnosměrným potenciálem elektrody. Vyznačují se jako pomalé vlny vyskytující se pouze v jednom svodu. Vlny mají konstantní tvar i amplitudu, závislou pouze na změně zapojení.

Artefakty EKG

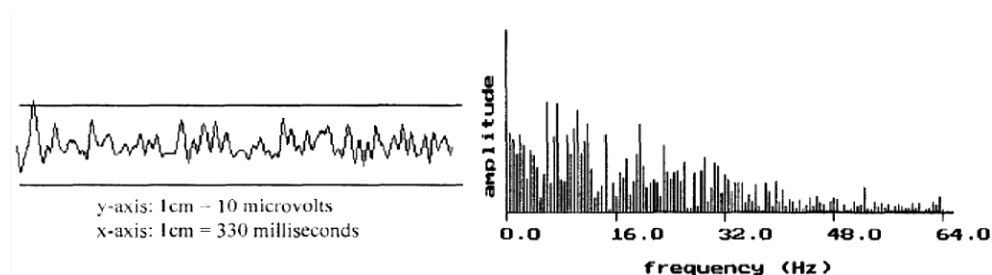
Vyznačují se jako hrotové vlny, často nízké amplitudy, vyskytující se pravidelně s frekvencí srdečních stahů. Nejčastěji jsou pozorované při zapojení k ušním lalůčkům, u osob obézních či osob s krátkým krkem. Představují změny elektrického pole, které je ovlivněno stahy srdce. Jedná se o zachycení QRS komplexu elektrokardiogramu a vyskytuje se jen při některých zapojeních. K odstranění artefaktu může postačit změna umístění zemnicí elektrody. Často ale tento artefakt odstranit nelze, proto se při měření EEG snímá i EKG.

Artefakty z dýchacích pohybů

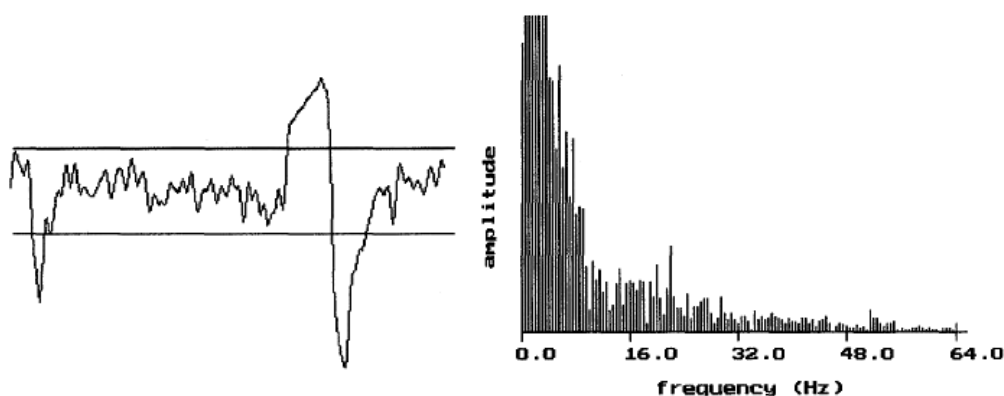
Velmi pomalé vlny opakující se pravidelně s frekvencí 5 - 7 vln za minutu, u malých dětí s větší frekvencí. Vlny mají různou amplitudu a jsou asymetrické. Artefakty způsobují pohyby kabelů a elektrod při dýchání. Artefakty se odstraňují změnou polohy pacienta a relaxací před měřením.

Artefakty od pohybů očních bulbů a mrkání

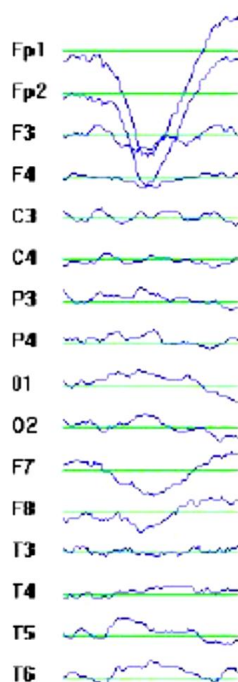
Oční bulbus má stejnosměrný elektrický potenciál. Pokud snímáme EEG u pacienta, který nepohybuje očima, neobjevují se žádné artefakty, viz obr. 1.10. Jakmile dojde k mrknutí, je zaznamenána změna potenciálu, viz obr. 1. 11. Na obr. 1. 12. Lze vidět, že pohyby očí nejlépe zachytí elektrody frontální, které se nacházejí na čele. Křivky mohou mít různou amplitudu i frekvenci, která odpovídá řádově rytmům delta až alfa a jsou symetrické. Pokud obsluha pečlivě sleduje pacienta, snadno artefakty zachytí. Tyto artefakty někdy spontánně mizí, jindy zmizí po relaxaci pacienta. Pokud nepomáhá uklidnění ani relaxace, nalepuje se na víčka proužek leukoplasti.



Obr. 1.10 Záznam EEG bez pohybu očí a jeho spektrum [převzato z 6]



Obr. 1.11 Záznam EEG při mrknutí a jeho spektrum [převzato z 6]



Obr. 1.12 Záznam EEG, pohyb očí je nejlépe vidět na čelních elektrodách [převzato z 6]

Svalové artefakty

Objevují se při stažení svalů pod elektrodou nebo v její blízkosti. Nejčastěji se vyskytují u nedostatečně relaxovaných pacientů, při svírání víček, mimických svalů, také při zatínání zubů. Potenciály jsou rychlé, hrotové.

Artefakty při polykání a pohybech jazyka

Vyskytují se různě, nepravidelně a utvářejí pomalé vlny.

1.5.2 Technické faktory

Druhá skupina faktorů ovlivňující signál jsou technické faktory.

Přístrojové artefakty

Tyto artefakty vznikají např. při zapnutí dalšího přístroje v blízkosti elektroencefalogramu, při přepnutí svodů, při zapnutí fotostimulátorů. Artefakty mohou mít tvary různé, protože jsou tvořeny shlukem vln. Těmto artefaktům se předchází přemístěním přístroje do stíněných prostor, které se nacházejí například ve Faradayově kleci. Takové řešení je ale nákladné.

Elektrostatické potenciály

Tyto potenciály mohou být vyvolány pohybem různých předmětů z umělých hmot v blízkosti hlavy pacienta. Takový materiál může být např. silikonové prádlo.

Síťové artefakty

Nazývané také jako rušení síťovým brumem. Do záznamu se dostávají potenciály o frekvenci střídavého proudu (Evropa - 50 Hz, USA - 60 Hz). Pokud se tento artefakt objeví pouze u jedné elektrody, může být příčinou příliš vysoký odpor elektrody, případně porušený kabel elektrody. Nastane-li chyba v uzemnění, nalezneme síťový brum ve všech svodech. [7]

2 METODY ZPRACOVÁNÍ SIGNÁLU

2.1 Způsoby zpracování signálu

Při zpracování EEG signálů hraje důležitou roli počítačové zpracování. Pro vyhodnocení signálů se používají metody časově – frekvenční analýzy spektra, časové analýzy EEG signálů, metody spektrální analýzy a topografické mapování aktivity. Základní metodou zpracování EEG signálu je metoda spektrální analýzy. Tato metoda rozděluje spektra EEG signálu na jednotlivá frekvenční pásma. Výkon v jednotlivých pásmech a v různých kanálech může obsahovat důležité informace. Pro výpočet spektra se používá diskrétní Fourierova transformace. Pohled na EEG spektrum v určitém čase poskytne časově – frekvenční analýza spektra. Výstup metody obsahuje informace o tom, zdali se v daném čase vyskytují jednotlivé frekvence. Výpočet používá diskrétní Fourierovu transformaci, označovanou jako krátkodobá Fourierova transformace, STFT z anglického Short Time Fourier Transform. Časová analýza EEG signálu pracuje se signálem v časové oblasti. Touto metodou lze v signálu hledat jednotlivé grafoelementy, nebo i artefakty technické či biologické. Topografické mapování aktivity EEG, tzv. „brain mapping“, vytváří mapy na povrchu hlavy, proměnné v čase. Mapuje se buď elektrický potenciál, nebo výkon spektra na určitých frekvencích. Při mapování elektrických potenciálů se zobrazí rozložení elektrod na hlavě snímané osoby s velikosti potenciálů, které jsou na elektrodách v odpovídajícím čase. Při mapování výkonu spektra na určitých frekvencích se na zobrazeném modelu povrchu hlavy vykreslují a vypisují výkony z jednotlivých kanálů v daných pásmech za určitý čas. [8]

2.1.1 Fourierova transformace

Fourierova transformace je matematickým aparátem, který se používá pro převod signálu z časové oblasti do frekvenční a zpět. Je velmi důležitá při časově-frekvenční analýze EEG signálu. Tato transformace je integrální a vyjadřuje obraz signálu pomocí ortogonálních bázevých funkcí. Pomocí integrálu se signál promítne do prostoru s bázi ve formě harmonických funkcí. K popisu diskrétních signálů ve frekvenční oblasti lze použít modifikaci Fourierovy transformace zvanou diskrétní Fourierova transformace *DFT*. Frekvenční koeficienty Fourierovy řady jsou periodické v ω s periodou ωz , kde ω představuje úhlovou frekvenci a ωz znamená úhlovou frekvenci, odpovídající vzorkovací frekvenci. Za základní interval ve frekvenční oblasti obvykle považujeme interval $(-\omega z/2; +\omega z/2)$. Zpracovávaný signál v číslicových obvodech má konečný počet hodnot. Zpracovávají se tedy konečné číselné posloupnosti a i frekvenční spektrum má konečný počet vzorků. V oblasti času i frekvence mají signály stejný počet vzorků N a při výpočtech přímé i zpětné transformace je považujeme za periodické, protože pracujeme s periodicky prodlouženými signály ze základního intervalu. DFT je přechodem mezi diskrétním časovým signálem f_n a diskrétním frekvenčním signálem F_k . DFT definujeme

$$DFT\{f_n\} = \{F_k = \sum_{n=0}^{N-1} f_n e^{-jk\Omega nT}\}, \quad (1)$$

kde T je vzorkovací interval v časové oblasti, n je pořadový index vzorku v časové oblasti, Ω je vzorkovací interval ve frekvenční oblasti, definovaný vztahem (2) a k je pořadový index spektrálního koeficientu [9].

$$\Omega = \frac{2\pi}{NT} \quad (2)$$

Rovnici pro přímou Fourierovu transformaci DFT lze zapsat zjednodušeným vztahem

$$F(k\Omega) = \sum_{n=0}^{N-1} f(nT) e^{-jk\Omega nT} = \sum_{n=0}^{N-1} f(nT) e^{-j\frac{2\pi}{N}nk}, k = 0, 1, 2, \dots, N-1 \quad (3)$$

a rovnici pro zpětnou Fourierovu transformaci $IDFT$ zjednodušeným vztahem [9]

$$f(nT) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} F(k\Omega) e^{jnT k\Omega} = \sum_{k=0}^{N-1} F(k\Omega) e^{j\frac{2\pi}{N}nk}, n = 0, 1, 2, \dots, N-1. \quad (4)$$

Pomocí DFT se tedy spočítá N hodnot spektra Fk z N hodnot signálu fn . Hodnoty spektra dostaneme pro ekvidistanční hodnoty frekvencí začínající na frekvenci $f = 0$ Hz a vzdálené od sebe o hodnoty Δf , označované jako frekvenční krok. Δf je vyjádřeno vztahem

$$\Delta f = \frac{1}{NT} = \frac{f_{vz}}{N}, \quad (5)$$

kde f_{vz} značí vzorkovací frekvenci. Ostatní symboly již byly vysvětleny výše. NT lze také interpretovat jako celkovou dobu odebrání signálu [10]. Pokud nás zajímá, jaká frekvence f_x odpovídá danému frekvenčnímu koeficientu Fk , můžeme ji dostat ze vztahu:

$$f_x = \Delta f \cdot k, \quad (6)$$

kde Δf je frekvenční krok a k je pořadový frekvenční koeficient, který frekvenčnímu koeficientu odpovídá [9]. Pro urychlení výpočtů DFT byl vyvinut efektivní algoritmus

rychlé Fourierovy transformace neboli FFT. FFT má význam pro lineární zpracování signálů. Používá se například pro spektrální analýzu deterministických i stochastických signálů, pro výpočet konvoluce, frekvenčních charakteristik nebo pro číslicovou filtraci. Základní a nejpoužívanější algoritmy FFT jsou navrženy pro délku transformace $N = 2m$, kde m je přirozené číslo. Tyto algoritmy s délkou transformace $N = 2m$ umožňují významně snížit počet operací při výpočtu, který odpovídá součinu N a m dělenému dvěma [10].

2.1.2 Metoda modifikovaných periodogramů

Hojně rozšířenou metodou pro výpočet výkonové spektrální hustoty je metoda modifikovaných periodogramů. Tato metoda byla použita i v této práci. Postup byl převzat ze skript [17] a vykonán v programu Matlab. Metoda se používá při ergodickém náhodném procesu, délky $T_M = NT$. Odhadem $G_{xx}(f)$ je periodogram. To je ale odhad nekonzistentní, proto se vyhlazuje zprůměrováním několika periodogramů kratší délky. Ty se získají rozdělením průběhu (posloupnost délky N) na M stejně dlouhých segmentů (délky L), které se buď nepřekrývají, nebo se mohou překrývat maximálně z 50%. Každý ze segmentů se před zpracováním vynásobí vhodným oknem. Pro tuto práci bylo zvoleno okno Hanningovo. Postup pro nalezení výkonové spektrální hustoty metodou modifikovaných periodogramů je:

- Z posloupnosti vzorků $x'(nT)$ se vypočítají vzorky centrovaného signálu

$$x_c(nT) = x'(nT) - \mu_x.$$
- Rozdělí se posloupnost N centrovaných vzorků na M segmentů délky L .
- Každý segment se vynásobí oknem délky L , např. w_{HN} , pro vyhlazení signálu

$$x(nT) = x_c(nT) w_{HN}(nT).$$
- Poté se vypočítá spektrum každého segmentu $x_i(nT)$ pomocí FFT [17]

$$X_i\left(\frac{k}{LT}\right) = T \times \sum_{n=0}^{L-1} x_i(nT) e^{-j\frac{2\pi}{L}n.k} \quad (7)$$

- Poté dle vztahu [17]

$$\hat{G}_{ixx}\left(\frac{k}{LT}\right) = \hat{G}_{xx}(f_k) = 2 \frac{1}{LT} |X_i(f_k)|^2 = 2 \frac{T}{L} \left| \frac{1}{T} X_i(f_k) \right|^2 \quad (8)$$

se vypočítá hrubý odhad vzorkované výkonové spektrální hustoty i -tého segmentu dat $\hat{G}_{ixx}(f_k)$ pro $f_k = k / (LT)$.

- Následně je třeba vyhladit odhad $\hat{G}_{xx}(f_k)$.

$$\hat{G}_{xx}(f_k) = \frac{1}{M} \sum_{i=0}^{M-1} \hat{G}_{ixx}(f_k) \quad (9)$$

Tímto se dosáhne M - násobného zmenšení rozptylu odhadu. Pro zachování původní efektivní hodnoty a výkonu signálu je nutné násobit hodnoty vyhlazeného odhadu konstantou $1 / \sum w^2(nT)$, kde $w(nT)$ je použité vyhlazovací okno.

2.1.3 Metody spektrální analýzy

Pro analýzu stochastických signálů se používají metody, jejichž výsledkem je odhad výkonového spektra náhodného procesu. Metody mají smysl jen pro stacionární procesy, tedy procesy, které mají pro všechny okamžiky své realizace stejné pravděpodobnostní parametry. Za pravděpodobnostní parametry lze považovat rozptyl a střední hodnotu. K odhadu výkonových spekter se používá metoda korelogramu, metoda periodogramu a odhad pomocí banky filtrů. [9]

2.1.4 Topografické mapování aktivity EEG

Tato metoda patří mezi rutinní způsoby zpracování. Při mapování jsme schopni mapovat elektrickou aktivitu a frekvenční oblast, kde se v podstatě využívají výsledky FFT [8]. Jde vlastně o mapování mozkové aktivity, kde zjišťujeme prostorové (plošné) „projevy“ aktivity. Zaměříme se na brain mapping (BM) a to na mapu okamžitého rozložení amplitud potenciálů. Způsob zpracování změřeného signálu do map spočívá v zakódování číselných hodnot signálu do barevné škály a jejich iterativní interpolaci i na oblasti, kde se hodnoty signálu nepodařily změřit [11].

Topografické mapování amplitudy

Vzhledem k tomu, že je pro tento experiment důležité mimo jiné i mapování amplitudy, je dále rozveden jeho způsob zpracování, kde se dá podstata BM vyjádřit nejlépe.

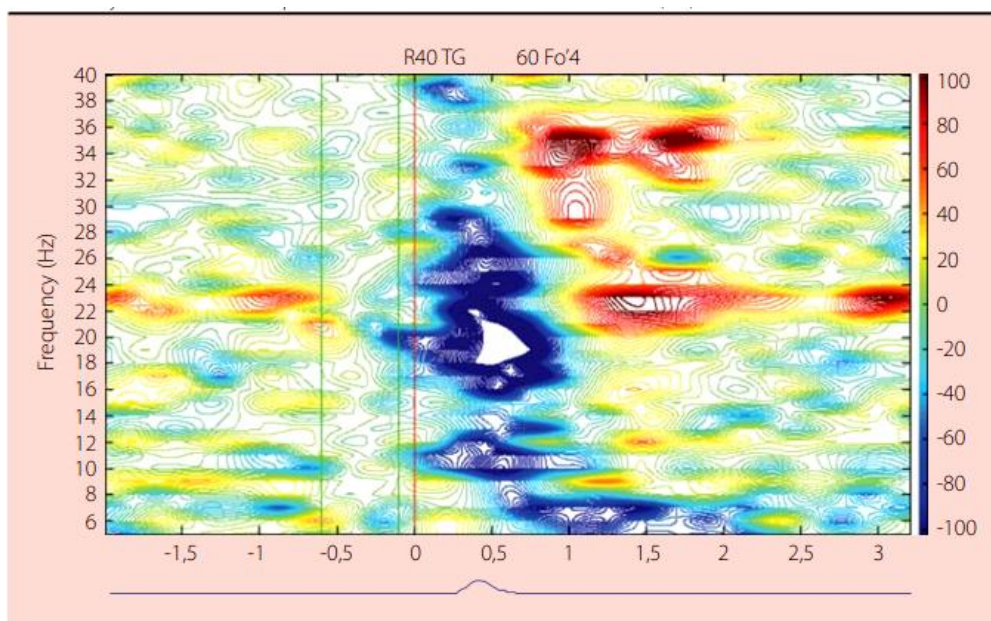
V prvním kroku je nutné vybrat v multikanálovém záznamu časový úsek, který chceme prověřit. Ve druhém kroku se k naměřeným číselným hodnotám amplitudy signálu přiřadí barva zvolené časové škály, která je rozložena např. na 16 barevných subintervalů. Ve třetím bodě se pomocí několika iteračních kroků interpolují nové hodnoty např. jako průměr ze čtyř sousedních elektrod. Interpolace se opakuje dále včetně vypočítaných hodnot a děje se tak dlouho, dokud se barevně nepokryje celá plocha. Tímto způsobem se získá informace o hodnotách amplitudy pro vybraný časový okamžik a to ve tvaru mapy prostorového rozložení příslušné číselné hodnoty. Amplitudový BM nepřináší nové informace, pouze ji názorněji zobrazuje.

Topografické mapování frekvence

Neméně důležité je také topografické zpracování frekvence. Princip pro určení frekvenčního BM je obdobný jako u mapování amplitudy s tím rozdílem, že se nyní bere hodnota pouze v jednom průřezu, ne v časovém intervalu, který je pro všechny měřené kanály stejný. Ve vybraném časovém intervalu se vypočte pro jednotlivé kanály výkonové spektrum. Vynesení amplitud spekter pro danou frekvenci ve všech kanálech se získají hodnoty, které jsou zobrazeny na barevné stupnici. Postupnou iterací, jako u amplitudového BM, se opět získá síť bodů, které barevně pokryjí celou plochu. [11].

3 DESYNCHRONIZACE A SYNCHRONIZACE EEG RYTMŮ

Hlavní úlohou centrální nervové soustavy jako řídicího a spojovacího systému je zpracování informací a jejich přenášení. Tyto funkce se dějí na základě elektrochemických procesů na synaptických spojích mezi jednotlivými neurony, které jsou spolu propojeny ve funkční okruhy neboli neuronální sítě. Samotná informace je kódována do podoby bioelektrických potenciálů. Základní rytmická elektrická aktivita mozku potom vzniká synchronní činností jednotlivých neuronů zapojených do různých neuronálních sítí. Jednou ze základních schopností mozkové tkáně je schopnost generovat elektrickou rytmickou oscilační aktivitu o různých frekvencích, která probíhá na základě synchronní činnosti jednotlivých neuronů. Takto vzniká i základní elektrická aktivita mozku. Jak již bylo zmíněno, změny aktivity mozku jsou závislé na stavu pacienta. Jakmile se subjekt cítí uvolněný, přichází alfa aktivita. Naopak, když pacient provádí úkoly nebo myslí, objevuje se beta aktivita, atd. Tyto změny jsou vázány na vnitřní či zevní podněty, které doprovázejí určitou mozkovou činnost (např. motorika). Tyto na určitý podnět vázané děje byly zkoumány již roku 1977 pomocí kvantitativní analýzy. Při hodnocení se sleduje, zdali nedošlo k potlačení rytmické oscilační aktivity v podobě snížení amplitudy, což je označováno jako event-related desynchronizace (ERD) a naopak, zdali nedošlo k nárůstu rytmicity ve srovnání s výchozím intervalem, neboli event-related synchronizace (ERS). Závěry více výzkumů tvrdí, že ERD je v alfa a beta pásmu interpretována jako aktivace v určité oblasti, zatímco ERS odpovídá deaktivaci. Zatím nejvíce prozkoumanou oblastí pomocí metody ERD/S je motorika a s ní spojená senzitivita. Z výsledků je známo, že příprava, provádění, nebo také pouhé představení si pohybu způsobí ERD v alfa a beta pásmu nad oblastmi mozku, které řídí motoriku. Po skončení pohybu se beta aktivita obnovuje rychle a to do 1 sekundy. [15]. Poté se objevuje tzv. po-pohybové beta ERS, viz obr. 3. 1.



Obr. 3. 1 Ukázka časově frekvenční analýzy SEEG (stereoencefalografie) v průběhu motorické úlohy (stisknutí tlačítka v návaznosti na detekci terčového podnětu). Modrá barva: ERD před a v místě pohybu, červená barva: ERS po ukončení pohybu. Mezi zelenými liniemi je vyznačen referenční interval. Motorická odpověď zaznamenána modře pod obrázkem. Vodorovná osa - čas[s]. [Převzato z 15].

4 BEREITSCHAFTPOTENTIAL

Pomalý negativní potenciál předcházející asi 1–2 sekundy volnímu pohybu byl popsán v polovině 60. let 20. století Kornhuberem a Deeckem jako Bereitschaftspotential (BP, přípravný motorický potenciál) a tento německý výraz je v literatuře používán dodnes. Tyto potenciály je možné nalézt i pod anglickými ekvivalenty Readiness Potential či Movement Related Cortical Potential. Potenciály se objevují asi o 1 sekundu dříve, než si měřený subjekt uvědomí, že chce provést pohyb. BP tedy souvisí s aktivitami jak vědomými tak nevědomými. Je ovlivněn fyzikálními i psychologickými parametry. BP se neobjevuje pouze před pohybem, který byl vykonán, ale i před pohybem, který proveden nebyl. Je získán zpětným zprůměrováním EEG signálu, který je spouštěn opakovaným volním, obvykle jednoduchým, pohybem (např. pohyb prstu, ruky, nohy). Pohyb však může být i komplexnějšího charakteru, např. psaní či otáčení stránek. Pohyb musí být opravdu volní, což znamená, že není startován žádným signálem, počítáním apod. Výsledkem je křivka skládající se z více komponent. Podle terminologie je první komponentou postupně narůstající negativita označovaná zkratkou BP1. Začíná asi 1500 – 800 ms před začátkem pohybu a končí asi 500 ms před volním pohybem. Druhá, strmější komponenta, je označována jako BP2 a končí asi 50 ms za počátkem pohybu. K zachycení Bereitschaftspotentialu slouží skalpové elektrody. Pomocí těchto elektrod lze vidět před pohybem ruky odpovídající pokles amplitudy v oblasti frontální, parietální a temporální. Nejvyšší amplituda se vyskytuje na elektrodě Cz, viz obr. 1. 1. Význam BP je především vědecký ke studiu fyziologie a patofyziologie motoriky. Abnormita BP se objevuje u pacientů s Parkinsonovou nemocí a esenciálním třesem. [18].

5 EXPERIMENT

5.1 Popis prvního experimentu

K měření záměru pohybu na elektroencefalografu byla použita počítačová klávesnice a elektroencefalograf firmy Alien. Pacient, sedící na židli, má na hlavě nasazenou měřicí čepici s 21 elektrodami. Elektrody na uších nejsou brány v potaz, tudíž se pracuje jen s 19 elektrodami. Měřicí elektrody je nutné před samotným měřením i během měření kontrolovat, zda nevznikl velký odpor mezi elektrodou a pokožkou hlavy. Hodnoty by pak byly zkreslené. Měřicí systém Alien na své obrazovce vypisuje velikosti odporů, tudíž je obsluha o jejich hodnotě ihned informována. K udržení vodivosti mezi elektrodou a pokožkou hlavy se používá vodivý gel.

Při prvním experimentu se pacient předem seznámil s průběhem měření, aby se předešlo nesrovnalostem a eliminovaly se chyby. Při měření musí být pacient klidný a uvolněný. Jednu svou ruku má položenou na klávesnici v poloze, kdy nesmí zatínat svaly, ani ruku jinak zatěžovat, protože by se mohly objevit svalové artefakty a výsledky by tím byly zkresleny viz obr. 5.1. Na klávesnici pacient kliká dle svého uvážení. Snaží se pohyb vykonat bez předchozího myšlení na pohyb. Jakmile pacient klikne, měřicí systém vyznačí v záznamu značku. Díky této značce se zpětně snadno v EEG signálu nalezne místo pohybu pacienta a je tedy možné zkoumat signál před pohybem, kde se projeví záměr pohybu (ERD), a signál po pohybu, kdy se mozková aktivita opět navrací do původního stavu (ERS).

Abychom mohli záznamy porovnávat, musíme definovat podmínky snímání. Proto pacienti vykonávají měření dle protokolu, který se skládá z pěti fází. První je fáze uklidnění, trvající jednu minutu. Pacient sedí na židli a pozoruje bod před sebou, aby nepohyboval očima. Druhá fáze je také uklidnění, ale pacient zavře oči a setrvá tak po dobu jedné minuty. Ve třetí fázi pacient začne klikat levou rukou a pouze jedním prstem. U pacientů, kteří mají dominantní ruku pravou, může být signál ovlivněn Beta aktivitou. Interval mezi kliknutím si určuje sám. Tento děj vykonává také jednu minutu. Po minutě otevře oči a pokračuje v klikání po dobu dvou minut a třiceti sekund. Posledních třicet sekund pacient kliká rychle a kliká vždy jiným prstem, tedy střídavě. Tyto různé způsoby klikání jsou zavedeny z toho důvodu, aby se zjistilo, zda záměr pohybu bude zřejmý i při činnosti, kdy pacient koná střídavý pohyb prsty.

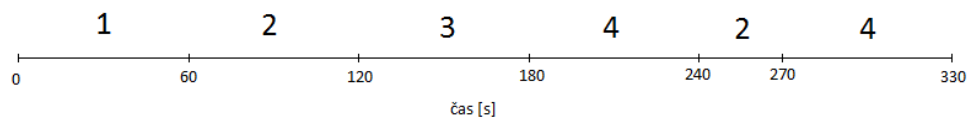


Obr. 5. 1. Pacient při měření prvního experimentu. Ruka, která pohybuje prsty, je podepřena, aby se předešlo artefaktům. Pacient leží a relaxuje.

5.2 Popis druhého experimentu

V druhém experimentu pacient pohyb nevykonával, ale pouze na něj myslel. Měření mělo za úkol zjistit, zdali se záměr pohybu v EEG signálu projeví i zde. Jestli bude natolik silný, aby byl zachycen. Pro tento experiment obsluha EEG zvedala ruku jako pokyn k myšlení na pohyb ruky pro pacienta a ve stejný moment zapisovala značku do průběhu, aby bylo opět snadné dohledat a zkoumat místo, kde pacient na pohyb pomyslel. Změna oproti prvnímu experimentu byla v myšlení na pohyb celé ruky, nikoli pouze prstu. Další rozdíl mezi prvním a druhým experimentem byl v myšlení na pohyb dominantní ruky. Obsluha EEG musela vědět na pohyb které ruky pacient myslí pro správné pozdější zpracování záznamu.

Také druhý experiment vycházel z obdobného měřicího protokolu. První minutová fáze uklidnění probíhala se zavřenýma očima, pacient se snažil dostat do klidného stavu, pravidelně dýchal, uvolnil svaly a odpočíval. Ve druhé minutě pacient otevřel oči, zadíval se na jedno místo a relaxoval. V relaxovaném stavu začalo měření, kde pacient myslel na pohyb ruky sám, bez pokynu obsluhy. Následovalo měření, kde obsluha EEG rukou dávala pokyn k myšlení na pohyb a ve stejný čas zapsala značku do záznamu. Poté opět přišla fáze uklidnění, relaxace a to po dobu 30 sekund a opakované měření s pokyny obsluhy. Obr. 5. 2. zobrazuje popsany průběh měření graficky. Takový protokol vznikl při sérii měření, protože dosažené výsledky při tomto postupu byly nejvíce průkazné.

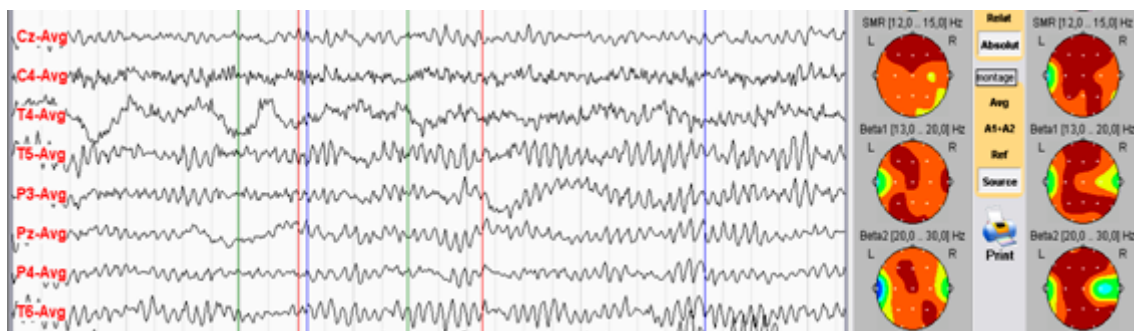


Obr. 5. 2. Grafické zobrazení měření druhého experimentu. 1 - fáze relaxace, zavřené oči, pravidelné dýchání; 2 - relaxace, otevřené oči bez pohybů očních bulbů; 3 - myšlení na pohyb bez pokynu obsluhy; 4 - myšlení na pohyb ruky při pokynu obsluhy EEG.

5.3 Zpracované výsledky pomocí EEG

5.3.1 Výsledky z měření prvního experimentu

Naměřené výsledky na elektroencefalografu firmy Alien bylo možné zpracovat pomocí softwaru EEG Viewer, nainstalovaném na samotném EEG. V záznamu se místa pohybu pacienta snadno dohledala. V blízkosti pohybu byl označen prostor před klikem (který nesl informaci o záměru pohybu) a také úsek po kliknutí. Modrá vertikální čára značí místo pohybu pacienta a interval mezi zelenou a červenou svislou čarou vlevo je interval, ve kterém se nachází záměr pohybu. Interval vyznačený stejnými barvami vpravo značí interval po pohybu, kde se nachází synchronizace SMR. Tímto způsobem bylo možné zkoumat mozkovou aktivitu před pohybem a po pohybu. Pomocí frekvenčního BM poté bylo možné sledovat, která část mozku se při pohybu a po pohybu aktivovala, respektive deaktivovala. Obr. 5. 3. zachycuje popsany děj. Výsledek je z měření prvního experimentu.

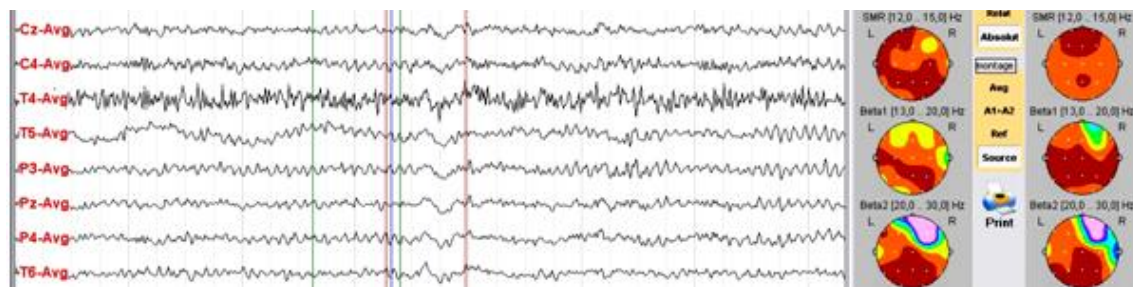


Obr. 5. 3. Naměřené hodnoty s viditelnou beta aktivitou na pravé mozkové hemisféře (Beta1, Beta2). Největší aktivita se projevuje na elektrodě C4, která se nachází nad místem, kde mozek ovládá motoriku levé ruky.

Na záznamu jsou dva sloupce frekvenčního BM. Levý sloupec vyjadřuje aktivitu po pohybu. Dochází zde k deaktivaci mozkové aktivity. Pravý sloupec naopak před pohybem, nese tedy záměr pohybu. V pravém sloupci je zřejmá beta aktivita v prostoru pravé mozkové hemisféry, což byl očekávaný výsledek, protože při pohybu levé části těla se stává aktivnější pravá mozková hemisféra a naopak. Největší aktivita se vyskytuje na elektrodě C4 a to z toho důvodu, že se nachází nad místem, kde mozek ovládá motoriku ruky, prstů a palce, viz obr. 1. 9. Na obr. 5. 3. lze také vidět, že SMR aktivita před pohybem je v nižších frekvencích než po pohybu. Je tedy průkazná synchronizace rytmů, která, dle teorie, po pohybu následuje.

5.3.2 Výsledky z měření druhého experimentu

Po měření experimentu, kdy pacient na pohyb pouze myslel, byly také vyhodnoceny výsledky pomocí softwaru EEG Viewer. Obr. 5. 4. představuje mozkovou aktivitu před i po momentu myšlenky na pohyb. Levý sloupec je opět po myšlence na pohyb, pravý vykresluje frekvenční BM před myšlenkou. Opět interval mezi zelenou a červenou čarou vlevo obsahuje informace o záměru pohybu, interval vpravo obsahuje výsledky, které se objevují po pohybu. Mozková aktivita při zamýšleném, nikoli vykonaném pohybu byla měřena pomocí elektrodové čepice. Aktivita v příslušných oblastech není tímto způsobem dokonale zachycena. Výsledný signál by měl být stejný jako při měření prvního experimentu.



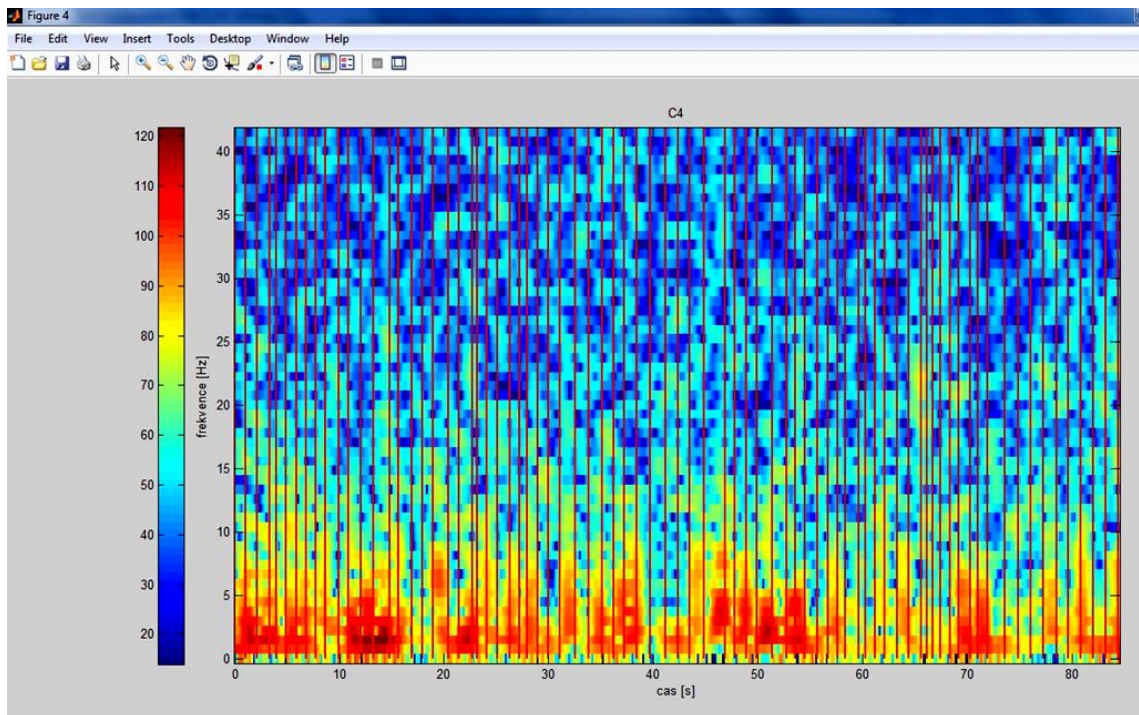
Obr. 5. 4. Naměřené hodnoty při měření, kdy subjekt na pohyb myslí při pokynu obsluhy EEG.

5.4 Zpracované výsledky v prostředí Matlab

Pomocí programu Matlab bylo možné zkoumat získané hodnoty z měření detailněji. V Matlabu se z naměřených dat získal spektrogram, který v čase zobrazí měnící se frekvence. Také se zkoumala rytmická aktivita SMR nesoucí záměr pohybu při pohybu vykonaném a při pohybu myšleném.

5.4.1 Spektrogram záznamu

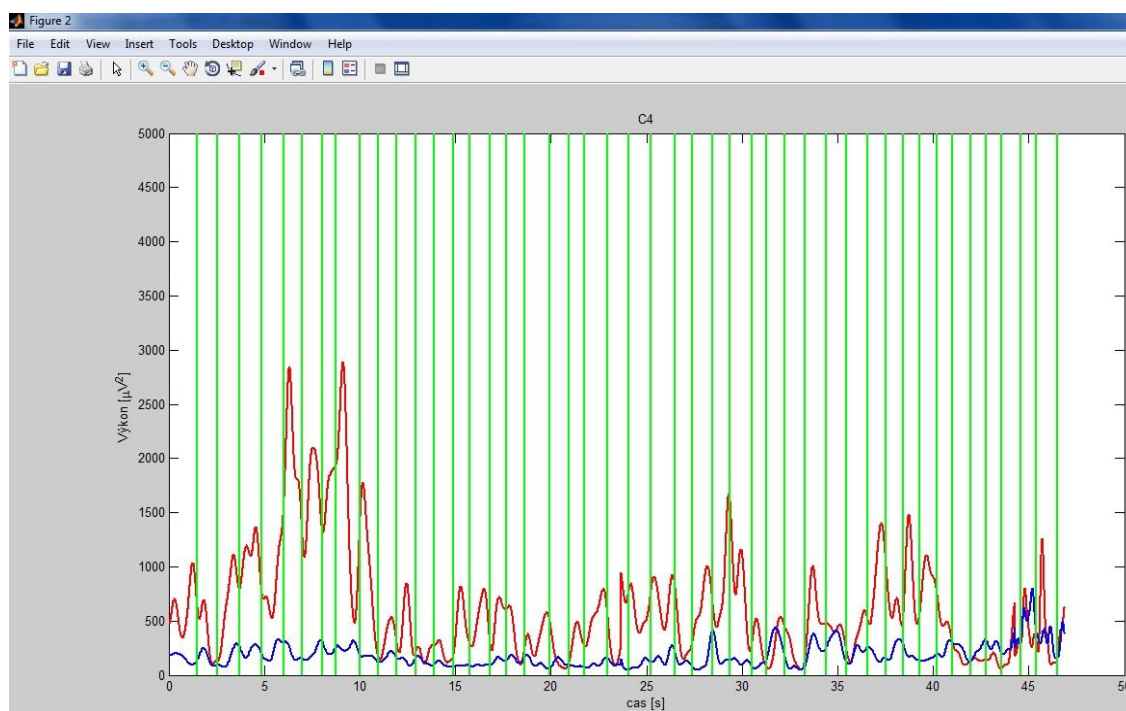
Z EEG signálu se zkoumala data z elektrody C4, pokud pacient konal pohyb levou rukou, která se nachází nad primární motorickou zónou a je tedy schopna zachytit nejcitlivěji změny elektrické aktivity při pohybu. Při pohybu pravé ruky se zkoumají data z elektrody C3. Mozkovou aktivitu lze zobrazit pomocí spektrogramu, což je frekvenční informace signálu pro vybraný časový úsek. Při tomto způsobu kreslení se na horizontální ose zobrazí čas a na vertikální ose frekvence. Barvy popisují úroveň signálu pro všechny frekvenční složky a pro všechny časové okamžiky, viz obr. 5. 5. Spektrogram zachytil aktivitu v okolí 5 Hz. Dle frekvenčního rozlišení se v rozmezí 4 - 7,5 Hz objevují Théta vlny, které jsou spojovány s kreativitou a intuicí. Lze říci, že pacient konal pohyb intuitivně, tedy rychle a bez rozmyslu. Při měření se takového chování pacientů předpokládá. SMR se pohybuje v rozmezí 8 – 15 Hz. V této oblasti se objevuje desynchronizace/ synchronizace, ale návaznost na pohyb není prokazatelná. Na spektrogramu jsou vykresleny i červené vertikální čáry, které značí místo pohybu pacienta. Postup pro výpočet spektrogramu v Matlabu viz Příloha A.



Obr. 5. 5. Spektrogram mozkové aktivity při měření experimentu, kdy pacient koná pohyb. Úsek je vybrán od 3. minuty, kdy pacient začal klikat, do 4,5. minuty.

5.4.2 Výsledky z měření prvního experimentu

Při měření prvního experimentu pacient konal pohyb bez předchozího myšlení na něj. V záznamu se poté hledal tzv. záměr pohybu. Ten se v naměřeném EEG signálu nachází v pásmu SMR, které má rozmezí 8 - 13 Hz. Opět se zpracovalo měření z elektrody C4, protože je schopna zachytit aktivitu nejcitlivěji a jednalo se o pohyb levé ruky. Signál nesoucí záměr pohybu má dle teorie při myšlení na pohyb nebo před pohybem snižující se amplitudu, tedy dochází k desynchronizaci SMR, což značí aktivaci v určité oblasti. Na obr. 5. 6. je výsledek z měření experimentu, kde červená křivka značí SMR, modrá křivka značí aktivitu beta, která se projevuje při myšlení jedince. Zelené vertikální čáry značí místo pohybu pacienta. Zvýšená beta aktivita kolem 45 sekundy vybraného úseku záznamu se objevila z toho důvodu, že došlo ke změně v pohybu pacienta, který začal konat střídavý pohyb dvěma prsty a takový pohyb si žádal zvýšení mozkové činnosti. Zpracování výkonového spektra se provedlo metodou modifikovaných periodogramů. Postup zpracování viz Příloha A. 2. Výsledky z měření ostatních pacientů viz Příloha A. 3.

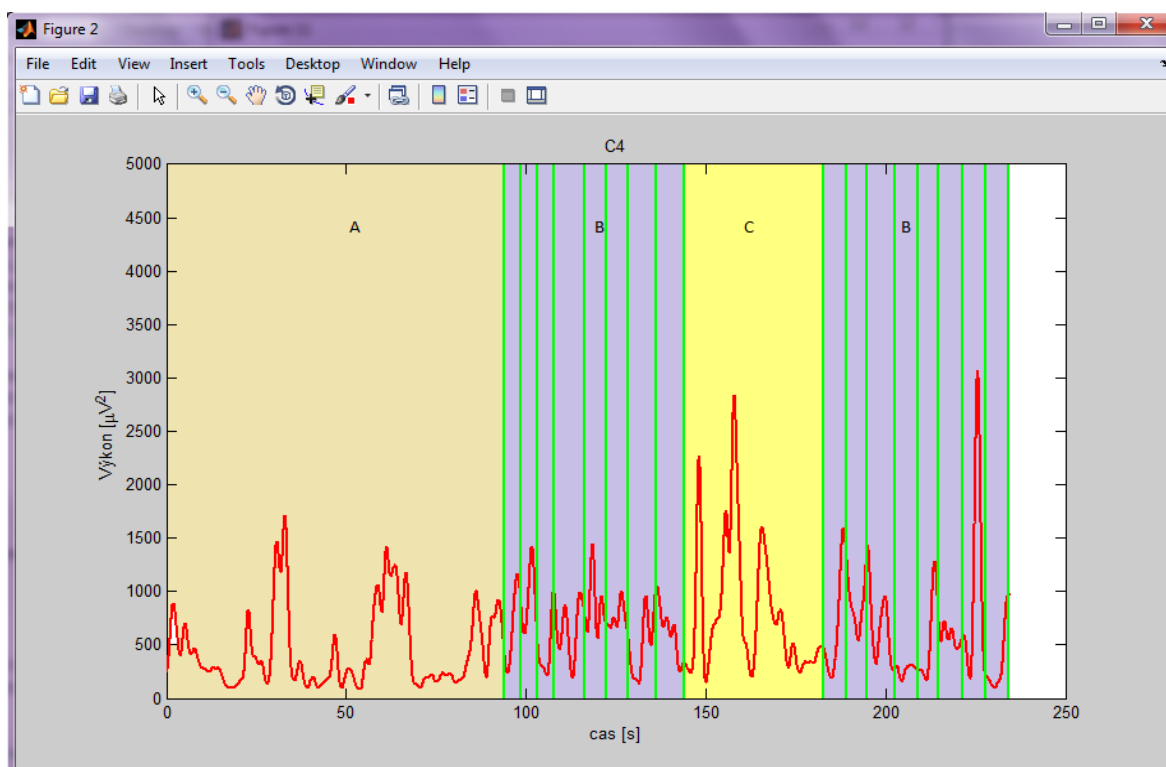


Obr. 5.6. Výkon v pásmu SMR a Beta aktivita. V místě pohybu dochází k desynchronizaci SMR rytmů, po pohybu se rychle dostavuje synchronizace (ERS).

Výsledky získané měřením na elektroencefalografu firmy Alien a zpracované v prostředí Matlab se shodují s teoretickými předpoklady, které tvrdí, že k desynchronizaci SMR dochází před vykonáním pohybu. Po pohybu nastává fáze synchronizace do 1 sekundy. Tyto výsledky potvrzují teorii.

5.4.3 Výsledky z měření druhého experimentu

Při měření experimentu, kdy pacient pomyslel na pohyb ruky, jakmile mu obsluha EEG dala signál, byly výsledky zpracovány také v prostředí Matlab. Vytvořený program testoval, zda bude záměr pohybu detekovatelný i při myšlence. Výsledky ukazují, že při myšleném pohybu také zřetelně dochází k desynchronizaci SMR rytmtů a poté opět k synchronizaci, viz obr. 5. 7. Signál je rozdělen do tří skupin A, B, C. Značka A představuje dobu, kdy pacient pomyslel na pohyb sám bez pokynu od obsluhy. Pomocí značek nelze dohledat přesné místo myšlenky na pohyb, ale dochází k zákmitům SMR rytmtů, které moment myšlenky na pohyb znázorňují. Následuje skupina značená písmenem B, která zachycuje dobu, kdy obsluha dávala pacientovi povel k myšlence na pohyb a do záznamu zapsala značku. Poslední fáze, označená písmenem C, je doba, kdy pacient opět chvíli relaxoval. Tato doba má zákmity SMR s vyšší amplitudou. Nedochází k rychlé změně mezi ERD - ERS, tudíž amplituda SMR se zvětšuje. Naměřené výsledky z měření více subjektů viz Příloha A. 3.



Obr. 5. 7. Senzomotorické rytmy během měření, kdy pacient na pohyb myslí. Signál je snímán z elektrody C4 nad pravou mozkovou hemisférou. Pacient myslí na pohyb dominantní ruky. Jedná se o ruku levou. Signál obsahuje tři fáze. A – myšlení na pohyb v libovolné době (měřená osoba si určí sama), B – myšlení na pohyb při pokynu obsluhy a C – doba relaxace.

5.4.4 Vyhodnocení výsledků

Měřené osoby, které se zúčastnily experimentu, byly ve věkovém rozmezí 22- 34 let. Z celkového počtu 12 měřených bylo 10 mužů a 2 ženy. Žádná z měřených osob před měřením neuváděla fyzické ani psychické potíže.

První měřený, jehož SMR rytmy jsou zachyceny na obr. 5. 6, je muž, 21 let, sportovec. Měřený subjekt prováděl pohyb dle vlastního uvážení. Na výsledcích jsou viditelné změny rytmů SMR v závislosti na pohybu. V okamžiku pohybu dochází k desynchronizaci senzomotorických rytmů, což byl očekávaný výsledek. Druhý měřený byl také muž, 22 let, který rovněž podstoupil měření dle protokolu popsaného v prvním experimentu. Naměřené průběhy jsou zachyceny v příloze B obr. B. 1. Tyto výsledky také potvrzují teoretické předpoklady a jsou s nimi shodné. Třetí měřenou osobou byl muž, 26 let. Aktivita SMR rytmů zachycená při měření prvního experimentu také vykazuje pokles v závislosti na pohybu a vzestup po pohybu, značící synchronizaci, viz obr. B. 2. Čtvrtou osobou byl také muž, 22 let. Výsledky získané při tomto měření jsou zachyceny na obr. B. 3. Subjekt opět podstoupil měření prvního experimentu, kdy si sám určoval dobu pohybu prstu a výsledky jsou opět s teorií shodné. Pátá osoba, která měření absolvovala, byl muž, 22 let. Při měření této osoby se na EEG zobrazovaly zřetelné alfa rytmy, které značí stav relaxace. Pacient po měření přiznal, že byl unavený. Výsledky z měření páté osoby jsou vykresleny na obr. B. 4. Interval pohybu si zvolil v porovnání s ostatními delší, ale pokles SMR před pohybem a nárůst rytmů po pohybu je stále zřetelný. Šestý měřený byl opět muž, 21 let, sportovec. Obr. B. 5. v době mezi 15 - 20 sekundou měření nezachycuje desynchronizaci/ synchronizaci rytmů v návaznosti na 3 vykonané pohyby. V tomto intervalu se pacient zřejmě na pohyb soustředil či jinak zaměstnal mozek. To mělo za následek snížení SMR po větší časový úsek. V jiném časovém pásmu než ve zmíněném intervalu se již SMR pohybuje ve shodě s teorií. Sedmý člověk, který podstoupil měření prvního experimentu, byl muž, 22 let. Obr. B. 6. obsahuje výsledky, kde jsou prokazatelné poklesy SMR před a vzestup po vykonaném pohybu. Výsledky naměřených hodnot z měření prvního experimentu prokázaly desynchronizaci/ synchronizaci SMR rytmů u 7 ze 7 měřených subjektů. Vyhodnocená data byla sepsána do tabulky Tab. 1.

Číslo měření	Měřený experiment	Pohlaví	Věk	Změna SMR před pohybem
1.	Pohyb vykonaný	Muž	21	Ano
2.	Pohyb vykonaný	Muž	22	Ano
3.	Pohyb vykonaný	Muž	26	Ano
4.	Pohyb vykonaný	Muž	22	Ano
5.	Pohyb vykonaný	Muž	22	Ano
6.	Pohyb vykonaný	Muž	21	Ano
7.	Pohyb vykonaný	Muž	22	Ano

Tab. 1. Výsledky získané při měření prvního experimentu. Pokles SMR před pohybem a vzestup po pohybu byl potvrzen u 7 případů ze 7.

Při měření zamýšleného pohybu, kde pacienti absolvovali měření dle protokolu popsaného v druhém experimentu, nebyly výsledky tak jednoznačné. Měření obsahovalo více fází. První fáze, která byla zpracovávána, byla fáze, kdy měřený subjekt na pohyb myslel sám a v intervalech, které si zvolil. Následovala část, kdy obsluha dávala pokyny k myšlence na pohyb. Třetí fáze byla relaxační a jako poslední část se opakovalo měření s pokyny obsluhy. Tento experiment jako první absolvovala žena, věk 34, levák. Výsledek z tohoto měření je na obr. 5. 7. Část A, která značí dobu myšlenky na pohyb řízený pacientem, vykazuje poklesy a nárůsty SMR. Subjekt se tedy držel stanoveného protokolu a na pohyb pomyslel. Druhá část B obsahuje ERD/ ERS v závislosti na myšlence na pohyb. Třetí doba relaxace (C) vykazuje zvýšení amplitudy SMR, která při relaxovaném stavu a stavu bez myšlení má nastat. Opětovné měření B vykazuje závislosti SMR na myšleném pohybu. Tato pacientka se dokázala držet stanoveného protokolu a její vyhodnocené výsledky potvrdily teoretické předpoklady. Druhá osoba, která podstoupila měření dle druhého protokolu, byla žena, 21 let, pravák. Obr. B. 7. obsahuje výsledek měření. Doby A, i B jsou shodné s teorií, ale doba relaxace C nevykazuje zvýšení amplitudy výkonu. Opět lze říci, že žena po dobu relaxace zaměstnávala svůj mozek. Hodnota výkonu je po celou dobu relaxace malá. Při tomto měření nebyly potvrzeny výsledky popsané v teorii v době C. Třetí osoba, která podstoupila měření druhého experimentu, byl muž, 21 let, levák. Výsledek z měření zachycuje obr. B. 8. Muž, který podstoupil měření jako třetí, se dokázal držet zavedeného protokolu a výsledky potvrzují teorii ve všech částech měření. Čtvrtý subjekt byl muž, 23 let, pravák. Tyto výsledky jsou na obr. B. 9. Viditelný pokles SMR lze vidět v oblasti B.

V této fázi lze také zahlédnout v rozmezí cca 90 - 110 sekund pokles amplitudy výkonu a žádnou reakci na myšlenky pohybu. Důvod této neshody s teorií může být takový, že muž při pokynu obsluhy nemyslel na pohyby, ale konstantně zaměstnával mozek. Po dokončení měření přiznal, že mu myšlenky na pohyb a čekání na další pokyn působily problémy. Posledním subjektem, který měření druhého experimentu absolvoval, byl muž, 23 let, levák. Obr. B. 10. Zobrazuje výsledky získané při měření, které teorii nepotvrzují. Nejsou zachyceny změny SMR v závislosti na myšlence na pohyb. Pacient se zřejmě nedokázal zklidnit a mozek zaměstnával i po dobu měření. Změřené výsledky jsou sepsány v tabulce tab. 2.

Číslo měření	Měřený experiment	Pohlaví	Věk	Dominantní ruka	Změna SMR v různých fázích měření		
					Fáze A	Fáze B	Fáze C
1.	Pohyb zamýšlený	Žena	34	Levá	Ano	Ano	Ano
2.	Pohyb zamýšlený	Žena	21	Pravá	Ano	Ano	Ne
3.	Pohyb zamýšlený	Muž	21	Levá	Ano	Ano	Ano
4.	Pohyb zamýšlený	Muž	23	Pravá	Ano	Ano	Ne
5.	Pohyb zamýšlený	Muž	23	Levá	Ne	Ne	Ne

Tab. 2. Výsledky získané při měření druhého experimentu.

Výsledky, které potvrdily desynchronizaci/ synchronizaci SMR v závislosti na myšlence na pohyb se vyskytly ve 4 případech z 5. Pouze u 2 případů z 5 se projevila synchronizace SMR v době relaxace, což je také děj, který by měl nastat.

6 ZÁVĚR

V této bakalářské práci byly probrány vlastnosti elektroencefalogramu a jeho ovlivňující faktory. Byly uvedeny rozdíly mezi jednotlivými mozkovými aktivitami, a způsob jakým se rozeznávají. Také byl popsán způsob filtrace a analýzy změřeného signálu nesoucího záměr pohybu. Rovněž byly popsány experimenty pro měření záměru pohybu na EEG. Při prvním experimentu pacient konal pohyb, při druhém na něj myslel. Změřený signál, který byl vyhodnocen elektroencefalografem firmy Alien, byl rozebrán a byly vysvětleny rozdíly v aktivitě jednotlivých částí mozku při pohybu. Totéž bylo provedeno při myšlence na pohyb. Uvedené výsledky se shodují s teorií pro případ, kdy subjekt pohyb konal. Došlo-li k myšlence na pohyb, jsou patrné rozdíly v teorii. Důvody rozdílů mohly být v použití elektrodové čepice, která nebyla schopna zachytit slabší mozkové signály vyskytující se při myšlence na pohyb. Další důvody, které mohly negativně ovlivnit signál, byly: pacientova dočasná ztráta koncentrace, nedodržení uvedeného měřicího protokolu, ztráta vodivosti mezi elektrodou a kůží, neschopnost myšlenky na pohyb, apod. Signály byly zpracovány i v prostředí Matlab, kde bylo možné signál zkoumat detailněji. Byl zobrazen spektrogram vykazující aktivitu mozkové činnosti při měření. Důležitou částí práce bylo vytvořit funkci, která dokáže rozeznat záměr pohybu v signálu a ten vykreslit. Vykreslený záměr pohybu vykazoval u měřených pacientů snižující se amplitudu před pohybem nebo myšlenky na něj, což značí desynchronizaci SMR. Takový výsledek se měl dle teoretických závěrů projevit. Po pohybu či myšlence na něj má docházet k synchronizaci SMR. Výsledky se shodují s teorií u 7 případů ze 7 při pohybu konaném. Při variantě, kdy pacient na pohyb myslel, se dostavila desynchronizace SMR u 4 z 5 měření. U myšleného pohybu ale měření obsahovala více částí, které s teorií souhlasí pouze u 2 případů z 5. Největší problém dělala měřeným pacientům doba relaxace. V této době se měli uvolnit a snažit se na nic nemyslet. Výsledky měření také ukázaly, že nezáleží, jestli je pacient muž či žena, sportovec nebo jestli je unavený a ospalý.

Toto téma bylo pro mě velice zajímavé a obohatilo mě o cenné informace ohledně lidského mozku a jeho zpracování. Téma, které je podobné této bakalářské práci, je zkoumáno jinými vědci, kteří díky informacím o způsobech zpracování lidského mozku již testují např. robotické ruce jako náhradu za končetiny. Myslím, že nejen v oblasti protetické techniky budou mít tyto pokroky velký úspěch.

LITERATURA

[1] ROZMAN, Jiří, et al. Elektronické přístroje v lékařství, Praha: Academia, 2006, 406s. ISBN 80-200-1308-3

[2] Brainmaster. [online]. [cit. 2011-12-14]. Dostupné z WWW: <http://www.brainmaster.com/generalinfo/electrodeuse/eegbands/1020/1020.html>

[3] KOLÁŘ, Radim. T5_eeg [přednáška předmětu Lékařská diagnostická technika]. 2011 [cit. 2011-12-21]. Dostupné z WWW: https://www.vutbr.cz/elearning/file.php/111844/Prednasky/BLDT_T5_EEG.pdf

[4] VOJTĚCH, Zdeněk, et al. *Atlas elektroencefalografie dospělých I. díl*. Praha: Triton, 2005, 502s.s 13 -20. ISBN 80-7254-704-6

[5] LONG, Johny. [online]. [cit. 2011-12-27]. Dostupné z WWW: <http://jlswebs.wordpress.com/2008/12/01/mozkove-vlny>

[6] OCHOA, Jorge Baztarrica. *EEG Signal Classification for Brain Computer Interface Applications*. 2002. Ecole polytechnique federale de lausanne. Vedoucí práce prof. Touradj Ebrahimi.s. 29 – 31.

[7] MORÁŇ, M. *Praktická elektroencefalografie*. 1. vydání, Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1995. ISBN 80-7013-203-5

[8] GAJDOŠ, M. *Analýza elektroencefalografických signálů*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 45 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Jana Kolářová, Ph.D.

[9] JAN, Jiří. *Číslíková filtrace a analýza signálů*. Brno: VUTIIUM, 2002. 2. upravené a rozšířené vydání, 427 s. ISBN 80-214-2911-9.

[10] GERLA, Václav, et al. Lékař a technika. Metody zpracování dlouhodobých EEG záznamů. 2008, roč. 38, č. 3, s. 10-19. ISSN 0301-5491.

- [11] MOHYLOVÁ, Jitka a Vladimír KRAJČA. [online]. 1. vydání, 2006. Ostrava: Ediční středisko VŠB – TUO, 2007 [cit. 2011-12-25]. Dostupné z WWW: http://www.elearn.vsb.cz/archivcd/FEI/ZBS/Mohylova_Zpracovani_biosignalu.pdf
- [12] Absoluteastronomy. [online]. [cit. 2011-12-27]. Dostupné z WWW: http://www.absoluteastronomy.com/topics/Sensorimotor_rhythm
- [13] Mudr. MLČOCH Zbyněk [online]. [cit. 2012- 5- 20]. Dostupné z WWW: <http://www.zbynekmlcoch.cz/informace/medicina/anatomie-lidske-telo/anatomie-mozku-motoricke-a-senzitivni-oblasti>
- [14] Desynchronizace a synchronizace EEG rytmů [online]. [cit. 2012-5-20]. Dostupné z WWW: <http://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2009/04/11.pdf>
- [15] Pfurtscheller G. The cortical activation model (CAM). Progress in brain research. 2006; 159: 19-27.
- [16] MIŠUREC, Jiří; CHMELÁŘ, Milan. Elektroencefalografie. Brno: IDV SZP, 1990, 194s. ISBN 80-7013-065-2
- [17] HLAVÁČ Václav, SEDLÁČEK Miloš. Zpracování signálů a obrazů, Praha: ČVUT, 2009, 252s. ISBN 978-80-01-04442-1
- [18] Přípravný motorický potenciál [online]. [cit. 2013-4-10]. Dostupné z WWW: <http://www.csnn.eu/ceska-slovenska-neurologie-clanek/kognitivni-evokovane-potencialy-36052>

SEZNAM SYMBOLŮ, VELIČIN A ZKRATEK

EEG	Elektroencefalogram
EKG	Elektrokardiogram
DFT	Discrete Fourier Transform, diskrétní Fourierova transformace
ω	Úhlová frekvence
ω_z	Úhlová frekvence odpovídající vzorkovací frekvenci
N	Počet vzorků
f_n	Signál v časové oblasti
F_k	Signál ve frekvenční oblasti
T	Vzorkovací interval v časové oblasti
n	Pořadový index vzorku
Ω	Vzorkovací interval ve frekvenční oblasti
k	Pořadový frekvenční koeficient
Δf	Frekvenční krok
f_{vz}	Vzorkovací frekvence
NT	Celková doba odebrání signálu
FFT	Fast Fourier Transform, rychlá Fourierova transformace
BM	Brain mapping
SMR	Senzorimotor Rhythm, senzomotorické vlny
ERD	Event - related desynchronizace
ERS	Event - related synchronizace
BP	Bereitschaftpotential

SEZNAM PŘÍLOH

A	Zpracování v Matlabu	38
A.1	Spektrogram - zpracování	38
A.2	Metoda modifikovaných periodogramů - zpracování	39
B	Grafické zpracování výsledků	40

A ZPRACOVÁNÍ V MATLABU

A.1 Spektrogram - zpracování

```
L=LENGTH(SIGNAL1);          % L - DÉLKA SIGNÁLU
DELKAOKNA=128;               % DÉLKA POUŽITÉHO OKNA PRO FFT
POSUN=20;                    % POČET VZORKŮ NALOŽENÍ JEDNOHO ÚSEKU SPEKTRA NA DRUHÝ

SPEK=[];                     % VYTVOŘENÍ PRÁZDNÉ MATICE SPEK

FOR
    I=1:POSUN:L-DELKAOKNA
        USEK=SIGNALF(I:I+DELKAOKNA-1)-MEAN(SIGNALF(I:I+DELKAOKNA-1));
                                % VÝBĚR ÚSEKU SIGNÁLU
        SPEKTRUM=((ABS(FFT(HANNING(LENGTH(USEK))'.*USEK))).^2)/LENGTH(USEK);
                                % VÝPOČET VÝKONOVÉHO SPEKTRA
        IND=FIND(SPEKTRUM<5);   % HLEDÁNÍ MALÝCH VZORKŮ, ZANEDBATELNÉ
                                % HODNOTY
        SPEKTRUM(IND)=5;        % NAHRAZENÍ MALÝCH VZORKŮ
        LOGSPEKTRUM=20*LOG10(SPEKTRUM); %PREVOD DO LOGARITMICKÉ ŠKÁLY
        SPEK=[SPEK LOGSPEKTRUM(1:END/2+1)']; % MATICE SPEK
    END;

SPEK=SPEK(1:(46/(FVZ/DELKAOKNA)),:); % VLOŽENÍ HODNOT DO MATICE SPEK
FIGURE(CK); % VYKRESLENÍ CK - VYBRANÝ KANÁL PRO ZPRACOVÁNÍ (C4)

IMAGESC(Linspace(0,L/FVZ,SIZE(SPEK,2)),... % VYKRESLENÍ BAREVNÉ ŠKÁLY
Linspace(5,25,SIZE(SPEK,1)),SPEK); %ZOBRAZENÍ SPEKTROGRAMU
SET(GCA,'YDIR','NORMAL');
TITLE(KANALY(CK)); % POPIS ZPRACOVANÉHO KANÁLU
COLORMAP JET; % VYKRESLENÍ BAREVNÉ MAPY
COLORBAR('WESTOUTSIDE') % VYKRESLENÍ BAREVNÉ ŠKÁLY NALEVO
XLABEL('CAS [S]'); % POPIS OS
YLABEL('FREKVENCE [HZ]');
```

A.2 Metoda modifikovaných periodogramů - zpracování

Výpočet proveden podle [17].

```
T = 1/FVZ; % DEFINOVÁNÍ NEZNÁMÝCH
L=LENGTH(SIGNAL1);
DELKAOKNA1=512; % DĚLKA HANNINGOVA OKNA
POSUN1=1.18; % POSUN OKNA

OKNO = HANNING(DELKAOKNA1)'; %DEFINOVÁNÍ OKNA (HANNINGOVO)
SIGNALF=SIGNALF-MEAN(SIGNALF); % VYPOČÍTÁME VZORKY CENTROVANÉHO SIGNÁLU
INDEX=0;

% POSTUPNĚ PROCHÁZÍME SIGNÁL O DÉLCE „L“ PO BLOCÍCH O DÉLCE
% „DELKAOKNA1“ A Z NICH POČÍTÁME SPEKTRUM

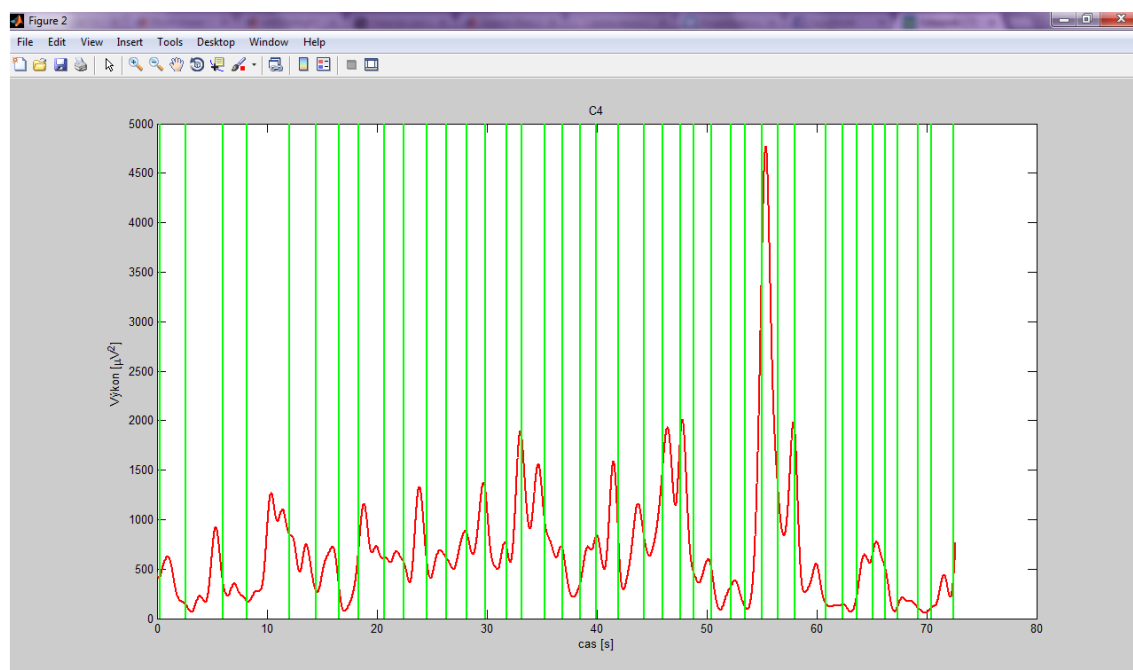
FOR J=1:POSUN1:L-DELKAOKNA1
    VYREZ=SIGNALF(J:J+DELKAOKNA1-1);
    INDEX=INDEX+1;
    S = ZEROS(1,DELKAOKNA1);
    VYREZ = OKNO.*VYREZ; % NÁSOBÍME HANN. OKNEM
    S = ((2*T)/DELKAOKNA1)*(ABS(FFT(VYREZ)).^2); % ODHAD
    VZORKOVANÉ VÝKONOVÉ SPEKTRÁLNÍ HUSTOTY

    FF=DELKAOKNA1/FVZ;
    P3(INDEX,CK)=2*SUM(S(ROUND(8*FF)+1:ROUND(13*FF))); % VÝBĚR SMR
    P4(INDEX,CK)=2*SUM(S(ROUND(13*FF)+1:ROUND(30*FF))); % VÝBĚR BETA
END
```

B GRAFICKÉ ZPRACOVÁNÍ VÝSLEDKŮ



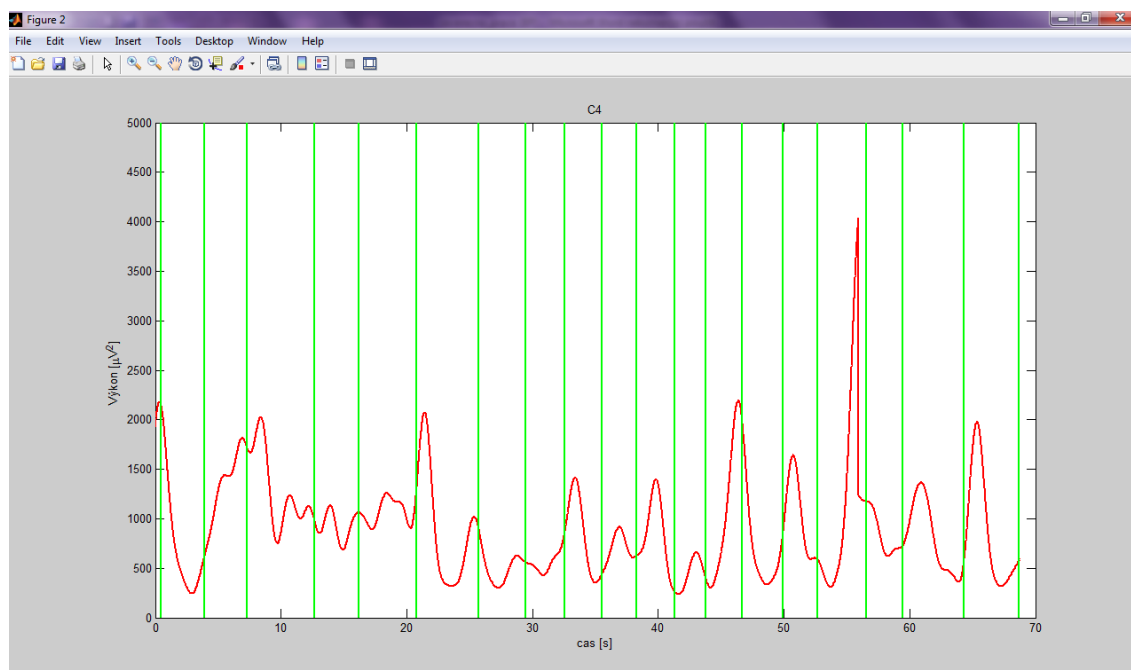
Obr. B. 1. Prokazatelná ERD před pohybem, který značí zelené vertikální čáry, po pohybu nastává ERS. Výsledek byl získán na základě měření, kdy pacient konal pohyb sám, bez rozmyslu.



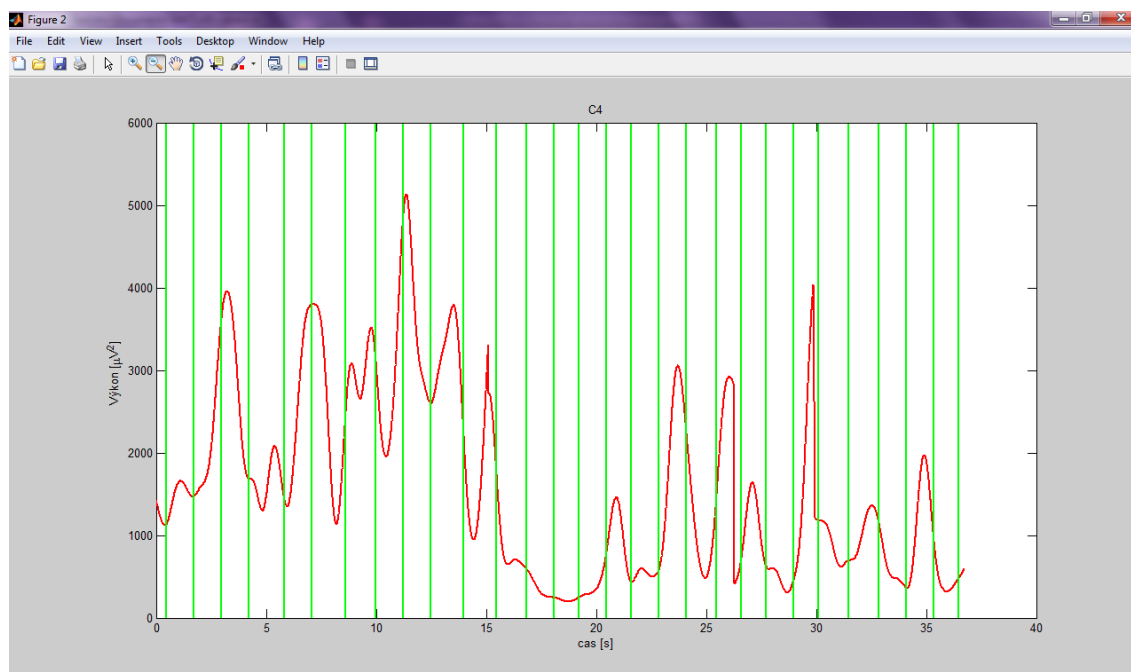
Obr. B. 2. Výsledek z měření prvního experimentu. Opět prokazatelný pokles SMR rytmů.



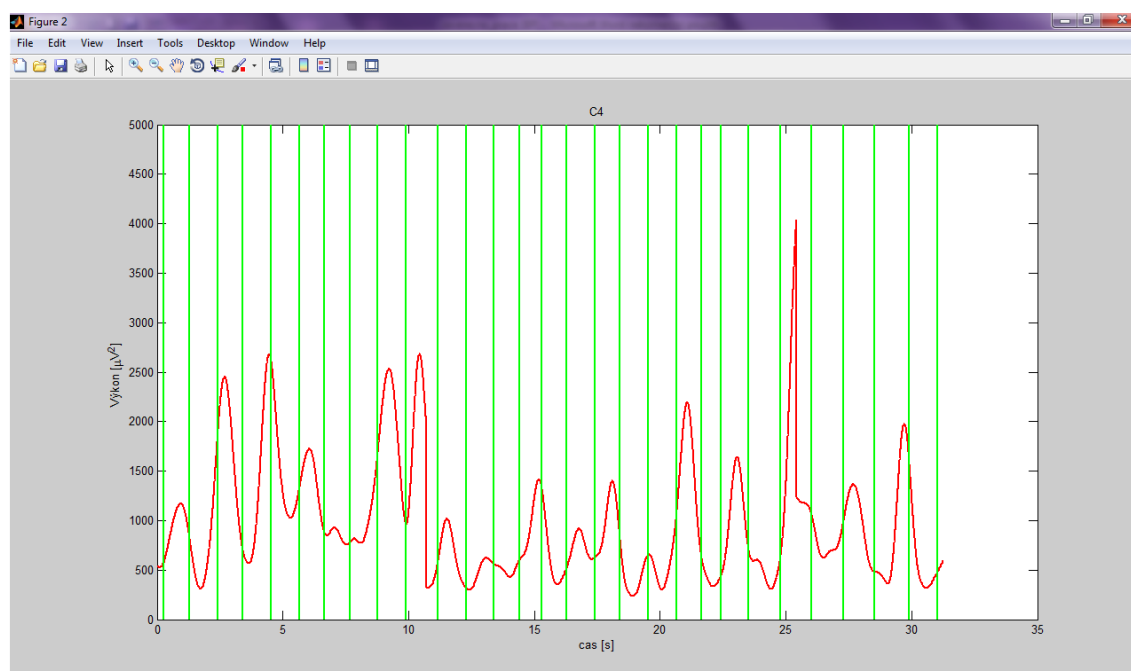
Obr. B. 3. Výsledek měření obsahuje zřetelnou ERD/ ERS. Moment pacientova pohybu je vyznačen zelenou linií.



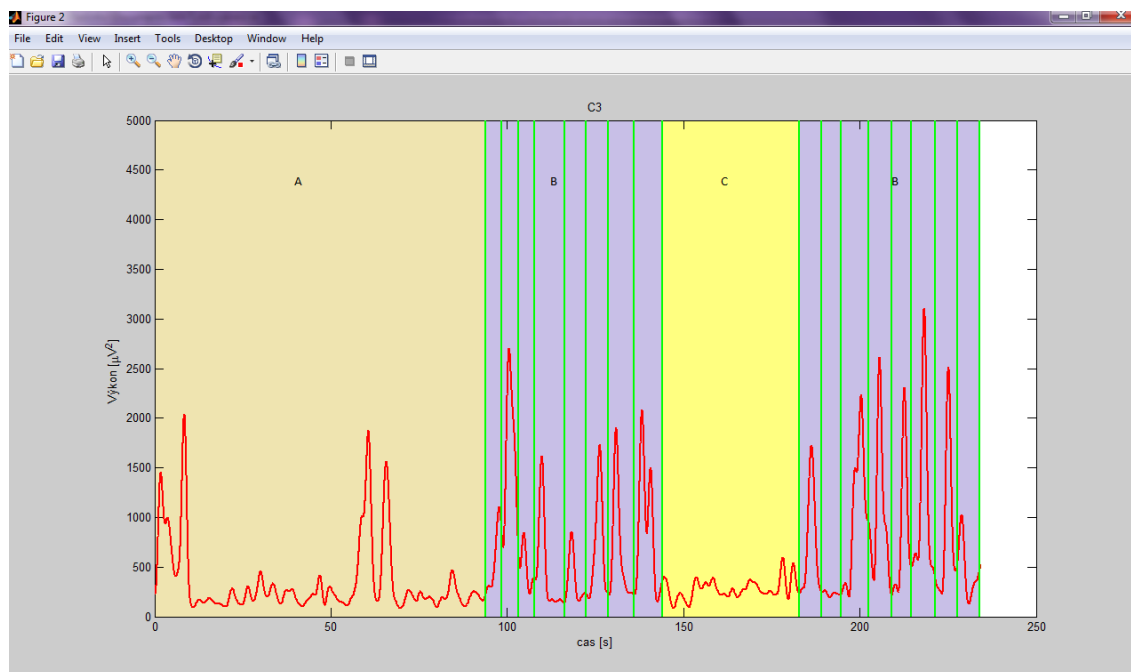
Obr. B. 4. Pacient při měření také projevoval zřetelné kmity SMR rytů v závislosti na vykonaném pohybu.



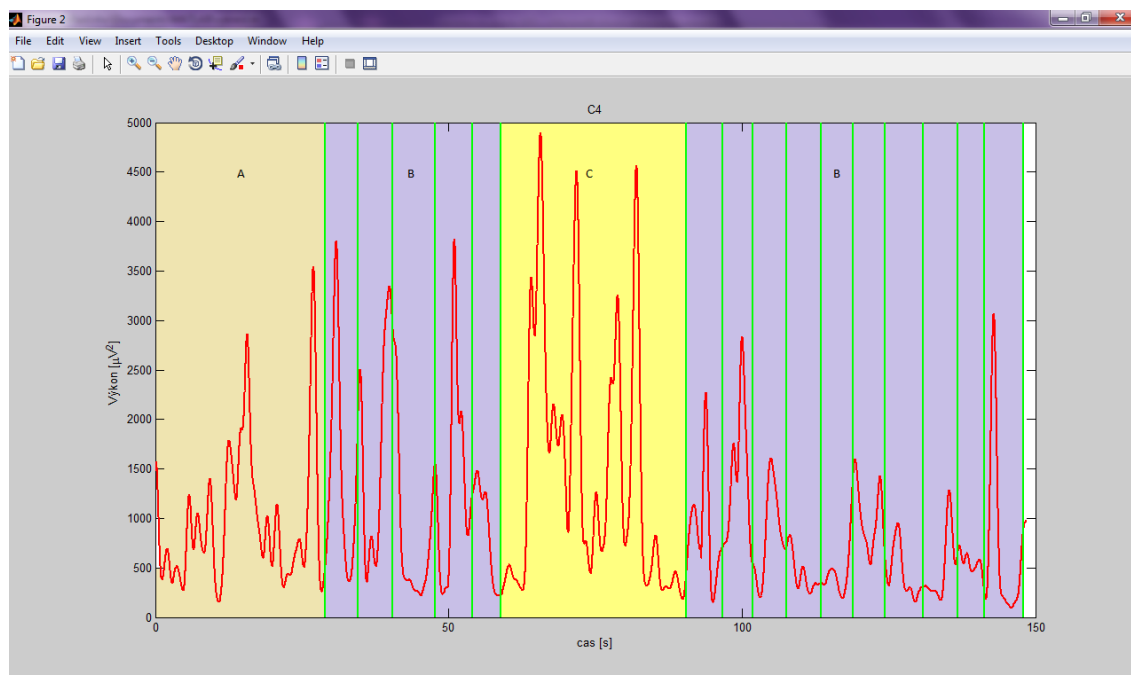
Obr. B. 5. Pacient prokazoval nepravidelné kmity. Z výsledků lze usuzovat neplnění požadovaného protokolu v části měření, nesoustředěnosti na měření, atd.



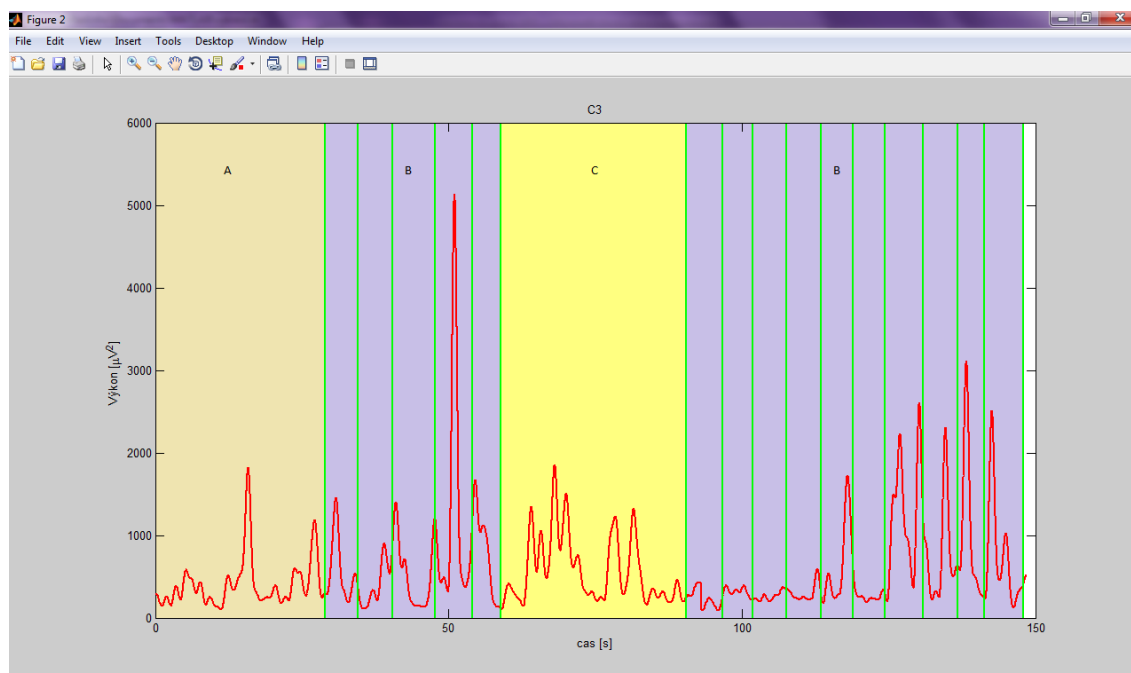
Obr. B. 6. Výsledek zachytil opět zřetelné kmity SMR v závislosti na pohybu, který značí zelené vertikální čáry.



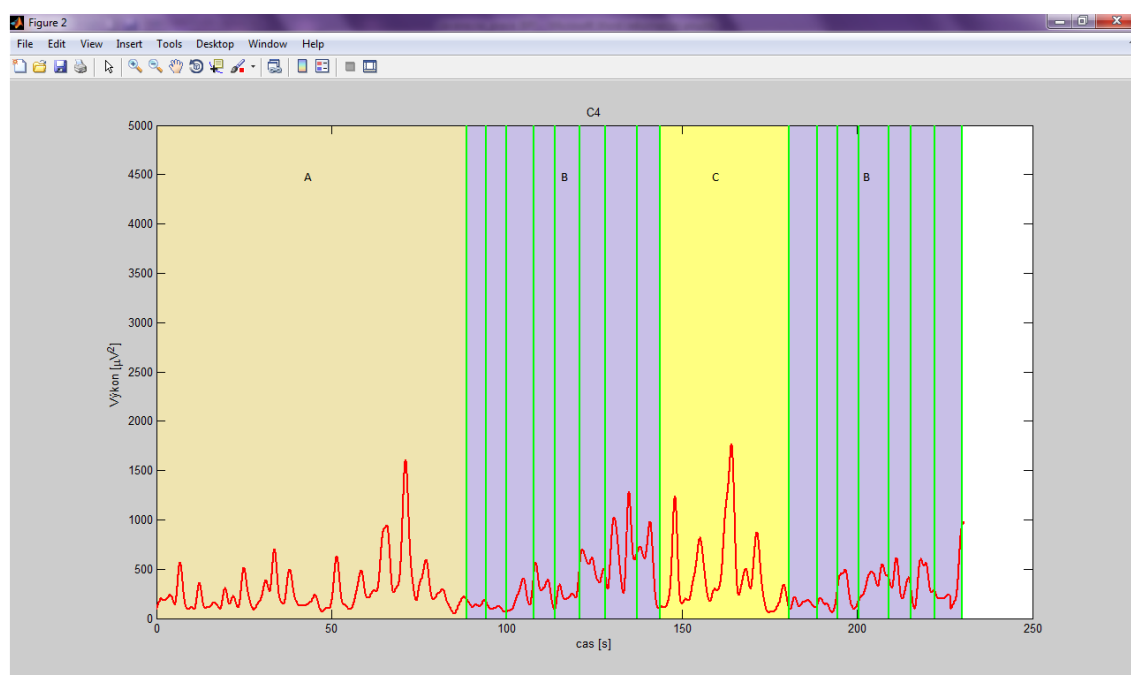
Obr. B. 7. Měření pacienta, který na pohyb pouze myslel. A - značí místo, kdy na pohyb myslel sám, bez pokynu obsluhy. Nelze zde nalézt přesnou dobu myšlenky na pohyb. Desynchronizace SMR rytmtů se ale objevuje i zde a podle výskytu kmitů je možné místo myšlenky na pohyb identifikovat. B – značí místo, kdy obsluha EEG dávala pokyn měřenému subjektu, který si v daný moment pomyslel na pohyb ruky. Místo pokynu obsluhy je zaznamenáno zelenými liniemi. C – doba relaxace. Na výsledku bohužel není vyšší výkon v této době, což dle teorie není správné. Pacient tedy v této době mozek jiným způsobem zaměstnával.



Obr. B. 8. Výsledek zaznamenan při měření pacienta, který také na pohyb pouze myslel. Lze vidět, že doba C má vyšší amplitudu než zbylé doby. Takový výsledek je očekáván.



Obr. B. 9. Výsledek měření pacienta, který je pravák. Zpracování se tedy provedlo z elektrody C3. Lze vidět zřetelné změny SMR rytmy i doba, kdy amplituda výkonu je malá. V rozmezí cca 90 – 110 pacient mozek zaměstnává jiným úkonem, než by měl.



Obr. B. 10. Výsledek měření dalšího pacienta ukazuje, že pro něj bylo také těžší představit si pohyb při pokynu obsluhy. SMR není v místě pokynu pravidelné, ale náhodné. Měření bylo provedeno na pacientovi, který je levák.