

David Pánek

Elektroencefalografické
koreláty pohybového chování
a výkonnostní zátěže

KAROLINUM

Elektroencefalografické koreláty pohybového chování a výkonnostní zátěže

David Pánek

Recenzovali:

doc. Ing. Vladimír Krajča, CSc.

doc. MUDr. Alois Krobot, Ph.D.

Vydala Univerzita Karlova

Nakladatelství Karolinum

Redakce Jana Jindrová

Grafická úprava Jan Šerých

Sazba DTP Nakladatelství Karolinum

Vydání první

© Univerzita Karlova, 2016

© David Pánek, 2016

ISBN 978-80-246-3435-7

ISBN 978-80-246-3459-3 (pdf)



Charles University
Karolinum Press 2016

www.karolinum.cz
ebooks@karolinum.cz

Obsah

Úvod	9
1. Elektroencefalografie	10
1.1 Úvod do problematiky elektroencefalografie	10
1.2 Registrace elektrické aktivity mozku	10
1.3 Převod spojitého signálu do diskrétního	12
1.4 Hodnocení elektroencefalografického signálu	13
1.4.1 Základní frekvence EEG signálu	13
1.4.2 Topografické mapování mozkové aktivity	17
2. Standardized low-resolution brain electromagnetic tomography - sLORETA	20
2.1 Práce s programem	21
2.1.1 Hlavní funkce	22
2.1.2 Převod sLORETA dat do zobrazení v Talairachově atlasu	27
2.1.3 Statistické vyhodnocení dat	28
2.1.4 Zobrazení a prozkoumání sLORETA dat (Viewer/Explorer)	33
2.1.5 Souhrn práce s programem sLORETA	36
3. Základní interpretace výskytu alfa aktivity v EEG záznamu	37
4. EEG koreláty únavy	42
5. Behaviorální aktivační a inhibiční systém	43
6. EEG v průběhu čínského zdravotního cvičení a meditace	46
7. EEG v průběhu prolongované fyzické aktivity	49

8. EEG v průběhu šlapání na cyklistickém trenažéru	52
9. Neuroplasticita a fyzická aktivita	57
10. Změny elektrické aktivity mozku v sLORETA zobrazení v průběhu čínského zdravotního cvičení qi gong	59
10.1 Metodika experimentu	59
10.2 Výsledky	61
10.3 Alfa aktivita v průběhu cvičení qi gong	63
11. Změny mozkové aktivity v průběhu stupňovaného zátěžového testu na bicyklovém ergometru mezi skupinou vytrvalostních sportovců, nesportovců a vojáků	65
11.1 Metodika	65
11.2 Výsledky	66
11.2.1 Skupina triatlonistů	67
11.2.2 Skupina nesportovců	71
11.2.3 Skupina profesionálních vojáků	76
11.3 Souhrn výsledků pro všechny skupiny	83
12. EEG v režimu dynamických pohybových aktivit	85
12.1 Před nástupem cvičení	85
12.2 V průběhu cvičení	85
12.3 Po ukončení cvičení	87
Závěr	89
Literatura	90
Seznam zkratk	101
Summary	103

Poděkování

*Děkuji doc. MUDr. Františku Vělemu, CSc.,
a MUDr. Martinu Brunovskému, Ph.D.,
za jejich neocenitelné rady a pomoc při práci na této publikaci.*

Úvod

Elektroencefalografie (EEG) je běžnou neurofyziologickou diagnostickou metodou, která sleduje elektrickou aktivitu mozku v definovaném pásmovém rozmezí. Její hlavní použití je v oblasti lékařské diagnostiky funkčních a morfologických lézí mozku. Velkou výhodou oproti morfologickým vyšetřením (MR či CT mozku) je možnost opakovaného hodnocení mozkové funkce v průběhu delšího časového období bez větší zátěže pacienta. Toto longitudinální hodnocení elektrické mozkové aktivity přináší nenahraditelné informace o funkčním stavu centrální nervové soustavy. Právě neinvazivnost EEG vyšetření, spojená s možností sledování mozkové aktivity při různých pohybových činnostech, umožnila studium centrálních ukazatelů nástupu únavy a výkonnostní motivace ve sportu a rehabilitační medicíně (Pánek et al., 2014b).

Je však nutné upozornit na existující rozdíl mezi využitím EEG v klinické neurologické praxi a hodnocením elektrické aktivity mozku v experimentálních podmínkách zaměřených na studium pohybu. V rutinní klinické praxi existují ustálená pravidla pro registraci a hodnocení získaného záznamu. V oblasti studia pohybového chování je mnoho modifikací, které jsou přizpůsobeny designu studií spojených s aktivním pohybem. Také lze u této zdravé populace z neurologického pohledu předpokládat normální EEG záznamy, které však mohou obsahovat informace o fyziologických procesech mozku v průběhu aktivní činnosti. Hodnocení těchto změn vyžaduje využití moderních matematických postupů, které mohou ze skalpového EEG reprodukovat změny v oblasti vnitřních struktur mozku.

1. Elektroencefalografie

1.1 Úvod do problematiky elektroencefalografie

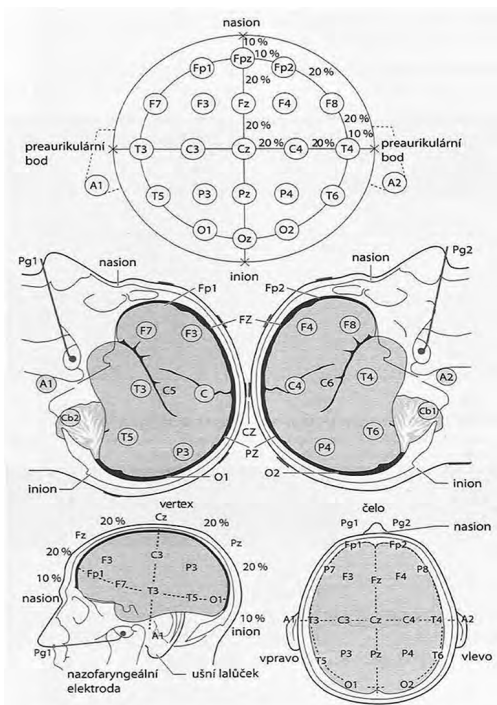
EEG signál představuje sumační postsynaptické korové neurální potenciály, které můžeme zaznamenat z oblasti skalpu. V rutinním EEG, které registrujeme v pásmovém rozmezí 0,5–70 Hz při vzorkovací frekvenci 256 Hz, jsou definovány čtyři základní frekvence: alfa (8–12,5 Hz), beta (12,5–30 Hz), théta (4–8 Hz) a delta (0–4 Hz). Pojmenování pásem není logické, ale historické: frekvence alfa a beta byly pojmenovány Hansem Bergerem v roce 1929, termín gama byl určen Jasperem a Andrewsem v roce 1938 pro frekvenci nad 30 Hz, která je nyní součástí frekvence beta. Termín delta byl zaveden Walterem v roce 1936 pro frekvenci pod alfa pásmem. Walter později v tomto pásmu oddělil ještě théta frekvenci (Moráň, 1995). Hodnocení vlastního EEG signálu vychází z okulometrického vyhodnocení charakteru křivek, které se kombinují s dalšími matematickými postupy, hodnotícími frekvenční a výkonovou charakteristiku signálu v oblasti celého skalpu (Pánek et al., 2014b).

1.2 Registrace elektrické aktivity mozku

Registrace elektrické aktivity mozku z oblasti skalpu se provádí pomocí speciálních EEG čepic zhotovených z pružné tkaniny. V této čepici jsou již zabudované registrační elektrody tvořené umělohmotnými trubičkami a ukončené plochými elektrodami s centrálním otvorem. Používají se elektrody nepolarizovatelné, potažené chloridem stříbřitým. Po navléknutí čepice se horními otvory elektrod aplikuje vodivý gel, který snižuje elektrodové odpory. Správná aplikace EEG čepice je nesmírně důležitá, protože elektrická aktivita mozku, která je převáděna na vstupy EEG

zesilovačů, je velmi malá – proud řádově 10 mA a potenciál 5–100 μV . Z tohoto důvodů je nutné, aby nasazení čepice bylo provedeno vyškoleným laborantem (Pánek et al., 2014b).

Rozmístění 19 elektrod na hlavě není náhodné, řídí se podle jednoduchého antropometrického měření, které navrhl H. Jasper. V roce 1957 byl tento systém sjednocen a schválen na mezinárodním kongresu EEG. Jedná se o tzv. systém 10–20, protože vzdálenost elektrod je 10 % nebo 20 % v obou rovinách, tj. v rovině sagitální (nasion–inion) i v rovině frontální (mezi oběma zvukovody). Spojení těchto 19 elektrod je pak různé, většinou podélné (longitudinální) nebo příčné (transverzální) (Faber, 1992). Rozmístění elektrod (obr. 1) je provedeno proporcionálně mezi čtyřmi body, které jsou v sagitálním směru nasion (kořen nosu) a inion (protuberantia occipitalis externa), v transverzálním směru jsou body těsně před ušními boltci. Těmito body proložená elipsa vymezuje prostor, který se rozdělí na úseky představující 10 nebo 20 % z celkových 100 % vzdálenosti. Elektrody nejbližší k této elipse jsou vzdáleny 10 % celkové vzdálenosti, další elektrody pak 20 % celkové vzdálenosti.



Obr. 1. Mezinárodní rozmístění EEG elektrod na skalpu nazývané systém 10–20.

Písmena označují lokalizaci elektrod: Fp – frontopolárně, F – frontálně, C – centrálně, P – parietálně, T – temporálně, O – okcipitálně. A1, A2 – ušní svody (Berlit, 2007)

Jednotlivé elektrody jsou pro usnadnění orientace označeny písmenem a číslem. Číslování elektrod je řazeno zleva doprava v každé rovině zvlášť. Lichá čísla jsou pro levou hemisféru, sudá pro pravou. Elektrody jsou uspořádány v řadách, v sagitální rovině odlišujeme část laterální, paramediální a mediální, v transverzální rovině potom oblasti frontopólní, frontální, centrální, parietální, temporální a okcipitální (obr. 1; Pánek et al., 2014b).

Rutinní EEG vyšetření jsou prováděna registrací mozkové aktivity z 19 elektrod. Zásadně je spojení mezi dvěma elektrodami bipolární čili diferenční (tj. zapojení longitudinální či transverzální), nebo tzv. unipolární či referenční, kdy je spojena konkrétní elektroda s tzv. nulovou G (Goldmanovou) elektrodou, která představuje spojení všech elektrod přes odpor k zemi. Spojení elektrod k ušnímu lalůčku, které nazýváme pseudounipolární (A1 + A2), je relativně málo poruchové a používá se i pro další zpracování EEG křivky různými programy v počítači (Faber, 1992).

1.3 Převod spojitého signálu do diskrétního

Registrovaná elektrická aktivita mozku, podobně jako elektrická aktivita ze svalu registrovaná pomocí elektromyografie (EMG), představuje složitý biosignál, ve kterém je ukryta vlastní informace o činnosti sledovaného objektu. Ke správné extrakci obsažené informace musíme dodržet určitá metodická pravidla, protože v opačném případě může být dezin-terpretace velmi značná.

Původní naměřený signál – analogový signál – je spojitý a měřený v μV . Tento signál musíme převést do tzv. diskrétního signálu neboli digitalizovaného výsledného signálu. Signál je však nutné před převodem filtrovat, a to ze dvou důvodů: 1. k potlačení artefaktů, 2. s ohledem na zvolení minimální nutné vzorkovací frekvence. Vlastní proces digitalizace probíhá prostřednictvím analogově-digitálního převodníku. Původní spojitý elektrický biosignál je převeden na diskrétní posloupnost vzorků signálu, vybraných v pravidelných časových intervalech. Velmi důležitým okamžikem je však výběr optimální vzorkovací frekvence F_{SAMP} . Při příliš nízké vzorkovací frekvenci dochází k jevu nazývanému „aliasing“, tj. k maskování vyšších frekvencí jako nižší frekvence, které je způsobeno podvzorkováním. Vysoká vzorkovací frekvence pak neúměrně zatěžuje paměť počítače. Řešení problému přinesl Nyquistův teorém, který definuje minimální nutnou vzorkovací frekvenci jako alespoň dvojnásobnou k nejvyšší frekvenci obsažené v naměřeném signálu (Nyquistova

frekvence F_{NY}). Tuto nejvyšší frekvenci signálu určujeme před převodem analogového signálu do diskrétního nastavením pásmové propusti prostřednictvím analogových filtrů. Pro rutinní EEG vyšetření je dostačují vzorkovací frekvence 256 Hz (Krajča & Petránek, 1995; Mohylová & Krajča, 2004; Jobert et al., 2012; Pánek et al., 2014b).

1.4 Hodnocení elektroencefalografického signálu

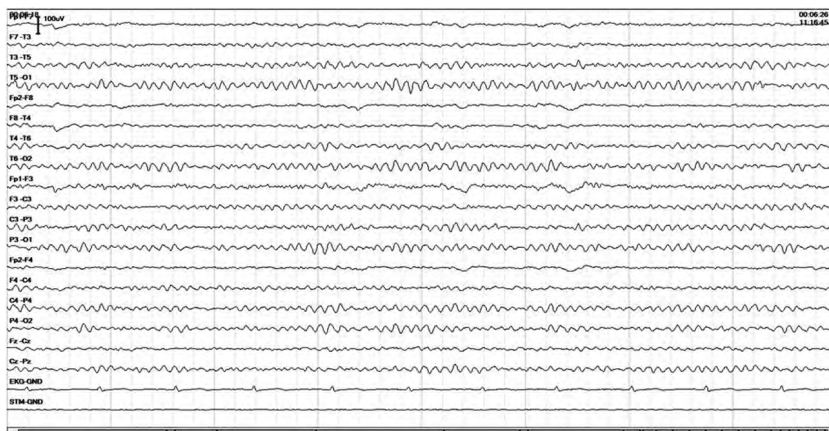
Základním způsobem vyhodnocení EEG signálu je vizuální analýza celého registrovaného signálu. Rutinní EEG je natáčeno v průběhu 15–20 minut s převážně zavřenými očima, ale v průběhu záznamu se sleduje reaktivita elektrické aktivity mozku na otevření a zavření očí, hyperventilaci ústy a nosem a reakce na záblesky, tzv. fotostimulaci. Existuje ustálený způsob registrace EEG v klinické praxi, v experimentální oblasti pak dochází k jejím nejrůznějším modifikacím. Zůstává však pravidlem, že se vždy sleduje klidová EEG aktivita při zavřených očích a její reakce na otevření a opětovné zavření očí.

Elektroencefalografista hodnotí výskyt jednotlivých frekvencí ve vztahu k mozkovému regionu a aktuálnímu stavu lucidity. Kromě bdělého stavu se často v průběhu registrace EEG objevuje kolísání vigility či různá spánková stadia. Rozpoznání této dynamické činnosti CNS v EEG záznamu je klíčové pro správnou interpretaci zachycených frekvenčních a amplitudových změn.

1.4.1 Základní frekvence EEG signálu

Normální elektroencefalografická aktivita u zdravého dospělého jedince je definovaná jako suma základních čtyř, respektive pěti frekvencí (delta, théta, alfa, beta a event. gama), které se vyskytují u většiny zdravé populace v příslušné věkové skupině a definovaném stavu vědomí. Výskytem a popisem patologických grafoelementů se v této kapitole nebudeme zabývat.

Aktivita alfa je definována svou frekvencí 8–12 Hz a lokalizací především nad zadními oblastmi hlavy s maximem amplitudy okcipitálně či okcipitoparietálně. Amplituda aktivity alfa je různá, za střední je považováno 20–80 μV , přičemž amplituda má být nad oběma hemisférami symetrická či na straně pravé o třetinu vyšší (Vojtěch, 2005a, 2005b). Má sinusoidní tvar a některé vlny mohou mít ostré kontury. Jako modulace alfa aktivity se označuje stoupání a klesání amplitudy alfa aktivity s vře-

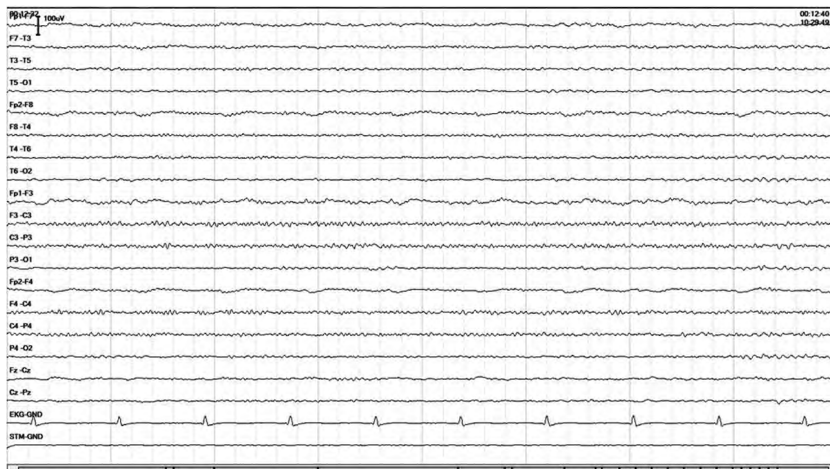


Obr. 2. Alfa aktivita s maximem distribuce nad zadními kvadranty mozku, frekvence 10–11 Hz, střední amplitudy

tenovitým tvarem obrysové křivky. Její útlum při otevření očí se nazývá alfa atenuační reakce (AAR) nebo i reakce zástavy (RZ) jako důsledek desynchronizace v thalamokortikálních kruzích (Faber, 2001). Zvýšení amplitudy po opětovném zavření očí pak označujeme jako rebound fenomén (RF). V průběhu ospalosti se po otevření očí může objevovat paradoxní alfa aktivita, tzv. inverzní alfa atenuační reakce (Vojtěch, 2005a). Popřípadě se může při otevření očí po krátké blokádě objevit přechodně nebo trvale alfa aktivita jako tzv. habitace alfa aktivity (Faber, 2001). Frekvence alfa aktivity může kolísat s kolísající vigilitou u stejné osoby v rozmezí až 1 Hz, po otevření očí se může přechodně zvýšit až o 2 Hz (Vojtěch, 2005b). Ukázka alfa aktivity je na obrázku 2.

V posledních letech se v oblasti výzkumu často rozděluje alfa aktivita na dvě další subpásma: alfa-1, odpovídající rozmezí 8–10 Hz, a alfa-2, která koreluje s frekvencí 10–12 Hz. Předpokládá se jejich rozdílná účast v řadě procesů zahrnujících pozornost a nejrůznější kognitivní a paměťové děje (Cannon, 2012; Jobert et al., 2012).

Aktivita beta (obr. 3) má frekvenci 12–30 Hz, frekvence 30–70 Hz je označována jako gama pásmo, které je součástí beta aktivity. Oproti alfa aktivitě má nižší amplitudu, většinou kolem 10 μV , téměř vždy však nižší než 20 μV . Nejčastěji se vyskytuje nad frontálními a frontocentrálními oblastmi, ale může se objevit nad všemi oblastmi skalpu. Fyziologicky se beta aktivita objevuje za bdělého stavu a při otevřených očích. Pokud je lokalizována pouze nad předními kvadranty, může být blokována taktil-



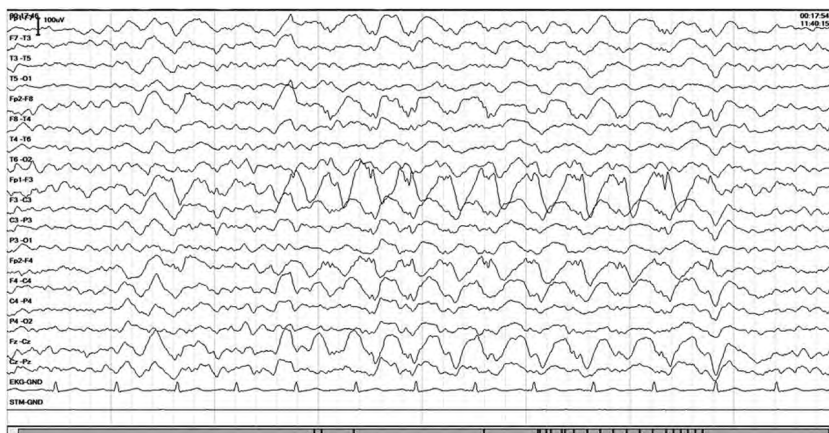
Obr. 3. Beta aktivita difuzně nad celým skalpem



Obr. 4. Théta aktivita o frekvenci 4–8 Hz difuzně nad celým skalpem

ními podněty, a to více kontralaterálně. Pokud je difuzní, pak taktilní reaktivitu ztrácí. Zastoupení beta aktivity se zvyšuje s přibývajícím věkem a také je více zastoupená u žen než u mužů (Vojtěch, 2005a, 2005b). Nárůst beta aktivity je spojován se zvýšením afektivní odezvy jedince, zvýšením exekutivních a kognitivních funkcí a pozornosti (Cannon, 2012).

Aktivita théta (obr. 4) má frekvenci 4–8 Hz a objevuje se především nad temporálními oblastmi, průměrná amplituda je 30 μ V. Většinou ne-



Obr. 5. Delta aktivita s maximem nad předními kvadranty

reaguje na otevření očí a výraznější může být při emočním vzrušení. Její amplituda se může zvětšovat při usínání (Faber, 1997; Vojtěch, 2005a). Théta frekvence je velmi často spojována s paměťovými procesy, jako je kódování informace a jejich opětovné vybavení, a exekutivní pozorností (Cannon et al., 2009; Cannon, 2012).

Aktivita delta (obr. 5) je víceméně rytmická a sinusoidální o frekvenci pod 4 Hz. Fyziologicky se delta aktivita vyskytuje do tří let života a v hlubokém synchronním spánku (Faber, 2001). Předpokládá se, že delta aktivita hraje specifickou roli v kódování a uvolňování informací, a tím je spojená s celkovou inteligencí jedince (Cannon, 2012; Knyazev et al., 2005; Kurova & Cheremushkin, 2007).

U dospělého zdravého člověka v bdělém stavu a při otevřených očích je ideální areální diferenciací EEG rytmů následující: beta a plochá théta jsou prefrontofrontálně, nepravidelná alfa a rolandická aktivita bývají frontocentrálně, temporálně se objevuje alfa a plochá théta, pravidelnější alfa rytmus se pak objevuje parietookcipitálně. Pokud jsou vysoké vlny frontálně, značí to artefakty z pohybu víček a bulbů a víček při otevření očí. Při otevření očí se alfa aktivita nad zadními kvadranty rozpadá (Faber, 2001).

V EEG zdravého člověka se tedy objevují všechna frekvenční pásma, ale při různých stavech vědomí se jejich proporce mění. Delta jsou pomalé vlny v rozmezí 0,5–4 Hz a jsou přítomny v průběhu hlubokého spánku, dále také vzrůstají při přechodu k ospalosti. Théta rytmus je aktivita ve frekvenci 4–8 Hz, vzrůstá při ospalosti, nahrazuje alfa aktivitu na za-

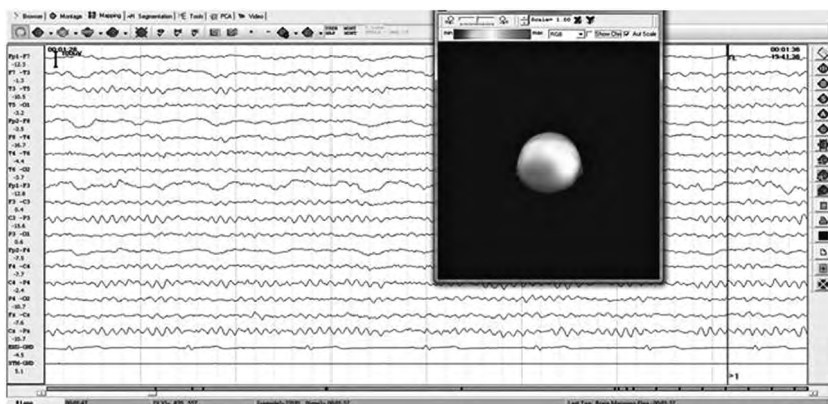
čátku spánku. Alfa aktivita je v rozsahu frekvence 8–12 Hz, vyskytuje se v průběhu bdělosti, zejména temporoparietookcipitálně, má reaktivitu na zavření očí a je velmi oslabena při pozornosti. Alfa rytmus je přítomen při snížené bdělosti a při přechodu v ospalost. Beta vlny 13–30 Hz jsou rychlejší EEG potenciály, které jsou spojené se vzrůstem bdělosti, vzrušením, ostražitostí, ale i některými fázemi ospalosti (Lal & Craig, 2001b).

1.4.2 Topografické mapování mozkové aktivity

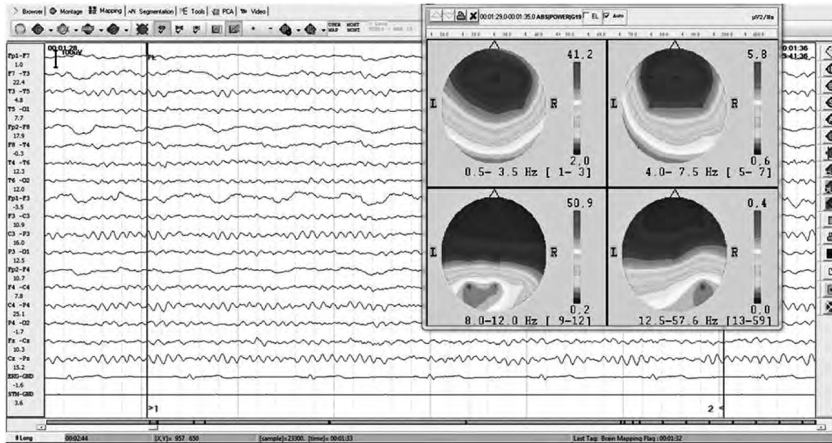
Při topografickém mapování mozkové aktivity zjišťujeme její prostorové (plošné) projevy. Mezi tradiční metody patří brain mapping (BM) – mapa okamžitého rozložení amplitud potenciálů. Podstata spočívá v převedení číselných hodnot signálu do barevné škály. Nejčastěji se v rutinním EEG používá mapování amplitudy nebo frekvence, popřípadě koherence, kterou se v této práci nebudeme více zabývat.

Amplitudový brain mapping provádí pouze transformaci z jednodimenzionálního do dvojdimenzionálního prostoru, nepřináší tedy novou informaci, pouze ji názorně zobrazuje. V barevné škále vyhodnocuje amplitudu pod všemi elektrodami v jednom definovaném okamžiku. Na obrázku 6 vidíme amplitudový BM odpovídající situaci v místě černého kurzoru.

Mapování frekvencí vychází ze stejných principů jako amplitudový BM, jediný rozdíl je v tom, že se použijí hodnoty z vybraného časového intervalu, který je pro všechny kanály stejný. V daném časovém intervalu



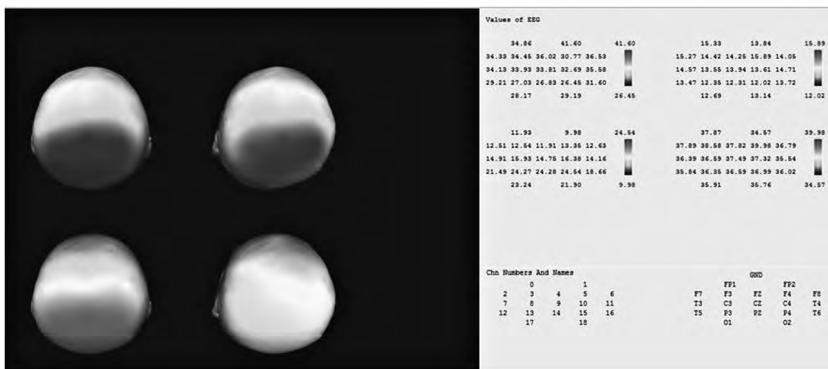
Obr. 6. Amplitudový brain mapping. Černý kurzor označuje místo výpočtu aktuální amplitudy (Pánek et al., 2014b)



Obř. 7. Frekvenční brain mapping vypočtený z intervalu mezi kurzorem 1 a 2 pro pásmo alfa, beta, teta a delta

vypočteme pro každý kanál výkonové spektrum. Vynesením amplitud spekter pro danou frekvenci ve všech kanálech získáme hodnoty, které jsou zobrazeny v barevné škále. Při frekvenčním brain mappingu tedy nemapujeme přímo originální EEG signál, ale výkon (amplitudu) frekvenčních křivek, které jsou ze záznamu vypočítány pro určitou frekvenci (Mohylová & Krajča, 2004; Krajča & Petránek, 1995).

Na obrázku 7 vidíme čtyři frekvenční BM, které jsou vypočteny z intervalu daného kurzory. Na následujícím obrázku 8 je pak barevné zobrazení frekvenčního BM doplněno číselnými hodnotami. Jednou z velkých výhod počítačového zobrazování dat je možnost efektivní manipulace se signálem, jeho zpracování, úprava a zobrazení. Velmi důležitým faktem je i možnost doplnit subjektivní vizuální hodnocení různých částí EEG objektivními statistickými metodami, které umožňují např. mapování statistických rozdílů ve spektru (nazývané SPM – significance probability mapping). Princip spočívá v tom, že se porovná, zda se statisticky liší průměr a směrodatná odchylka dvou souborů, v našem případě frekvenčních map, jejichž rozdíly se testují bod po bodu pomocí Studentova t-testu. Uvedeným způsobem je možné kvantifikovat jemné rozdíly ve spektrálním obsahu EEG (Duffy, Iyer & Surwillo, 1989; Krajča & Petránek, 1995; Mohylová & Krajča, 2004). A právě tyto možnosti otevřely cestu k podrobnější analýze EEG signálu ve vztahu k dalším psychologickým a fyziologickým změnám, zabývající se např. problematikou centrálního nástupu únavy či motivace (Pánek et. al., 2014b).



Obr. 8. Frekvenční brain mapping s číselnými hodnotami pro pásmo delta, théta, alfa a beta (řazeno zprava doleva ve směru čtení); zpracováno pomocí programu Wave Finder (Krajča & Petránek, 1995)

2. Standardized low-resolution brain electromagnetic tomography – sLORETA

Standardized low-resolution brain electromagnetic tomography (sLORETA) je metoda, která umožňuje ze skalpového EEG vypočítat zdroje této elektrické aktivity v mozkové tkáni a zobrazit je v 3D obraze. Jinými slovy, sLORETA řeší zásadní omezení povrchové EEG monitorace, která neumožňuje lokalizace aktivovaných či deaktivovaných mozkových oblastí. Autorem programu je dr. Roberto Pascual-Marqui z Key Institute for Brain-Mind Research; University Hospital of Psychiatry v Zurichu (<http://uzh.ch/keyinst/loreta.htm>; Cannon, 2012; Kamarádová et al., 2005).

Metoda sLORETA je příkladem jednoho z možných řešení inverzního problému, které předpokládá obdobnou aktivaci sousedních neuronálních zdrojů s následným vytvořením trojdimenzionálních obrazů elektrické neuronální aktivity s minimální lokalizační chybou (Pascual-Marqui, 2002). Prostorové objemové jednotky (voxely), ve kterých je distribuce proudových hustot počítána, jsou definovány za použití Talairachova atlasu a korespondujícího digitálního pravděpodobnostního atlasu mozku (Brain Imaging Center, Montreal Neurological Institute; Talairach & Tournoux, 1988). Při splnění podmínek determinujících souznělost voxelu a šedé hmoty mozkové kůry a hipokampu stanovuje sLORETA proudové hustoty v celkem 6239 voxelech s prostorovým rozlišením 5 mm (Pascual-Marqui, 2002; Cannon, 2012; Kamarádová et al., 2005).

Tato metoda generuje statistické mapy, modely proudové distribuce mozkové aktivity (Pascual-Marqui, 1999; Pascual-Marqui et al., 2002; Lehman et al., 2006) a zachovává reálné elektrodové koordináty pro 3D sférický model hlavy se současnou registrací aktivity ve standardním MRI atlasu (Talairach & Tournoux, 1988; Cannon, 2012). Tyto postupy umožňují zlepšení aproximace zdrojů elektrické aktivity v anatomických