

# INVERSE VALUES OF EEG SIGNAL POWER IN JOINT EEG-FMRI ANALYSIS

**Dominika Sanetřníková**

Bachelor Degree Programme (3), FEEC BUT

E-mail: xsanet01@stud.feec.vutbr.cz

Supervised by: René Labounek

E-mail: xlabou01@feec.vutbr.cz

**Abstract:** This study examines the effect of spectral changes of simultaneously measured scalp EEG signal during fMRI acquisition on the BOLD signal, expressed as a time changes of inverted power values. It is assumed that the inverted power values could have physiological foundation and could be relate to other results of EEG-fMRI analysis for differently constructed regressors. To evaluate the effects of these changes, we used criterions of similarity (Pearson correlation coefficient, cosine criterion). The results of criterions of similarity say that the inverted power is anticorrelated to normal absolute power. The results are presented and discussed at the end of this study.

**Keywords:** EEG signal, functional magnetic resonance imaging, BOLD signal, hemodynamic response function, deoxyhemoglobin, general linear model, regressor

## 1. ÚVOD

Pro měření mozkové aktivity se využívá elektroencefalografie (EEG) a funkční magnetické rezonance (fMRI). Projevy mozkové aktivity se mezi neurony šíří ve formě časově-prostorové změny akčního napětí mezi extracelulárním a intracelulárním prostředím, měřitelné na skalpu hlavy jako EEG signál. Zvýšená neuronální aktivita způsobuje změny v krevním řečišti, což lze matematicky aproximovat hemodynamickým modelem [1,2], který tvrdí, že nelineární odpověď na změnu krevního objemu a koncentrace deoxyhemoglobinu (deoxy-Hb) je tzv. BOLD (blood oxygen level-dependent) signál měřitelný MR tomografem. Deoxy-Hb je paramagnetický, tudíž způsobuje, že magnetické pole se v jeho přítomnosti stává o něco silnější než v okolí látek diamagnetických. Vznikají nehomogenity magnetického pole, které zkracují  $T_2^*$  relaxační čas.

Studie zkoumá vliv spektrálních změn simultánně měřeného skalpového EEG signálu během fMRI akvizice na BOLD signál. Tyto změny jsou vyjádřeny jako převrácené výkonové hodnoty a předpokládá se, že mohou mít svá fyziologická opodstatnění. Na základě podobnostních kritérií se zjišťovalo, zda jiný modelový signál nenese stejnou informaci.

## 2. MEŘENÁ DATA A JEJICH PŘEDZPRACOVÁNÍ

Během měření fMRI dat dochází ke vzniku nežádoucích složek, které se objevují v užitečném signálu. Aby se těmto nežádoucím důsledkům předešlo a zajistilo se správné detekování aktivních míst v mozku, provádí se před samotným analyzováním výsledků předzpracování dat (korekce pohybu, prostorová normalizace a filtrace v prostorové a časové oblasti).

Simultánní EEG data byla poskytnuta pracovníky 1. NK FNUSA v Brně a předzpracována softwarem *BrainVision Analyzer 2.0* (*BrainProducts, Německo*). Ze surových dat byly odstraněny gradientní artefakty [3], data byla podvzorkována ze vzorkovací frekvence 5kHz na 250Hz. Po filtraci IIR pásmovou propustí (1-40Hz) byly odstraněny artefakty vzniklé kardiovaskulární činností a mrkáním očí. EEG data byla měřena referenčním zapojením elektrod (ref. el. mezi Cz a Pz), pomocí MR kompatibilního 30 elektrodového EEG se systémem zapojení elektrod 10-20 [4].

### 3. ZPRACOVÁNÍ EEG DAT DO PODOBY REGRESORU

Naměřená a předzpracovaná EEG data se pro každou elektrodu zájmu rozčlení na sekce odpovídající TR času fMRI akvizice. Z každé sekce je diskrétní Fourierovou transformací získáno spektrum, to je filtrováno pásmovou propustí jako nulováním spektrálních čar mimo interval frekvenčního pásma zájmu a spočítá se hodnota výkonu sekce, která je invertována na převrácenou hodnotu. Ze všech sekcí vznikne vektor časové změny převrácených hodnot výkonu EEG signálu, který je následně konvolován s hemodynamickou odezvou, aby se srovnalo časové zpoždění BOLD signálu oproti okamžité odezvě neuronální aktivity na EEG signálu. Kvůli referenčnímu zapojení elektrod jsou amplitudy napětí na elektrodách blíže k referenční nižší než u vzdálenějších. Rozdíl se eliminuje normalizací. Vypočtený regresor spolu s fMRI daty vstupuje do obecného lineárního modelu.

### 4. METODIKA EEG-FMRI ANALÝZY A HODNOCENÍ PODOBNOSTÍ VÝSLEDKŮ

Po předzpracování se fMRI data analyzují mnohonásobnou lineární regresí (1) v obecném lineárním modelu [5], kde  $y$  označuje naměřená fMRI data jako lineární kombinaci modelových signálů  $x_i$  (regresorů) váhovaných mírou  $\beta_i$  a zbytkového šumu v datech  $\varepsilon$ . Váha  $\beta_i$  popisuje, jakým rozsahem data popsaná regresorem  $x_i$  přispívají k celkové variabilitě dat. Váha  $\beta_0$  představuje všechny faktory, které byly v průběhu experimentu konstantní [6].

$$y = \beta_0 x_0 + \beta_1 x_1 + \beta_2 x_2 + \dots + \beta_n x_n + \varepsilon \quad (1)$$

Ve společné EEG-fMRI analýze se do modelové matice přidaly regresory popisující časové změny převrácených hodnot výkonu EEG signálu spočtené podle postupu v kapitole 3. Výstupem fMRI nebo EEG-fMRI analýzy je 3D mapa statistických významností vlivu zájmových regresorů v objemu mozku. Kvůli možné podobnosti topologie aktivace u různých regresorů byla použita podobnostní kritéria (Pearsonův korelační koeficient (2), kosinové kritérium (3) [7]) pro její kvantitativní měření u již spočítaných aktivačních map [6] a map spočítaných v této studii.

$$C_p(x, y) = \frac{\text{cov}(x, y)}{\sigma_x \sigma_y} = \frac{E((x - \mu_x)(y - \mu_y))}{\sigma_x \sigma_y} \quad (2)$$

$$C_A(x, y) = \frac{xy}{|x||y|} = \frac{\sum_i x_i y_i}{\sqrt{\sum_i x_i^2} \sqrt{\sum_i y_i^2}} \quad (3)$$

### 5. VÝSLEDKY

Tabulky výsledků Pearsonova korelačního koeficientu a kosinového kritéria naznačují, že regresory s převrácenou hodnotou výkonu  $P^{-1}$  mají mezi sebou vysoký korelační koeficient. To znamená, že se hodnota blíží k číslu 1 a že aktivační mapy jsou si velice podobné. U absolutních výkonů  $\alpha$  (8-12Hz),  $\beta$  (12-22Hz),  $\gamma$  (22-30Hz) pásma je vidět záporné znaménko značící antikorelaci, tedy zcela nepřímou závislost. Pokud by se hodnota blížila k nule, mapy by se jevíly jako nepodobné.

	$P^{-1}$ 0-12Hz	$P^{-1}$ 0-20Hz	$P^{-1}$ 0-40Hz	relativní $\gamma P$	absolutní $\alpha P$	absolutní $\beta P$	absolutní $\gamma P$
$P^{-1}$ 0-12Hz	1						
$P^{-1}$ 0-20Hz	0,996028	1					
$P^{-1}$ 0-40Hz	0,994859	0,99897	1				
relativní $\gamma P$	0,655685	0,647387	0,629551	1			
absolutní $\alpha P$	-0,75114	-0,76338	-0,76926	-0,26698	1		
absolutní $\beta P$	-0,88619	-0,91051	-0,91286	-0,5091	0,777302	1	
absolutní $\gamma P$	-0,68569	-0,69691	-0,71265	0,022364	0,767061	0,747665	1

**Tabulka 1:** Výsledky Pearsonova korelačního koeficientu

	$P^{-1}$ 0-12Hz	$P^{-1}$ 0-20Hz	$P^{-1}$ 0-40Hz	relativní $\gamma P$	absolutní $\alpha P$	absolutní $\beta P$	absolutní $\gamma P$
$P^{-1}$ 0-12Hz	1						
$P^{-1}$ 0-20Hz	0,995973	1					
$P^{-1}$ 0-40Hz	0,994574	0,998882	1				
relativní $\gamma P$	0,60045	0,588457	0,566664	1			
absolutní $\alpha P$	-0,71364	-0,72852	-0,73798	-0,10767	1		
absolutní $\beta P$	-0,88156	-0,90679	-0,91022	-0,42392	0,764867	1	
absolutní $\gamma P$	-0,61734	-0,63202	-0,65185	0,194523	0,786747	0,712496	1

**Tabulka 2:** Výsledky kosinového kritéria

## 6. ZÁVĚR

Z výsledků korelačního koeficientu a kosinového kritéria vyplývá, že hodnoty převrácených výkonů aktivačních map v pásmech 0-12Hz, 0-20Hz a 0-40Hz mezi sebou silně korelují. Převrácená hodnota výkonu nesouvisí s relativním výkonem  $\gamma$  pásma, ale popisuje anti-korelovaný signál k normálnímu absolutnímu výkonu. Kromě Pearsonova korelačního koeficientu a kosinového kritéria byla použita i Euklidovská vzdálenost, ale mezi některými mapami, které mezi sebou korelují, vyšla vzdálenost vysoká. Mapy se tak na základě tohoto kritéria jeví jako nepodobné, tím se stává nevhodné pro posuzování podobnosti aktivačních map.

## REFERENCE

- [1] BUXTON, R. B., WONG, E. C., FRANK, L. R. Dynamics of blood flow and oxygenation changes during brain activation: the balloon model. *Magnetic resonance in medicine: official journal of the Society of Magnetic Resonance in Medicine / Society of Magnetic Resonance in Medicine*. 1998, roč. 39, č. 6, s. 855–64.
- [2] FRISTON, Karl J. et al. Nonlinear responses in fMRI: the Balloon model, Volterra kernels, and other hemodynamics. *NeuroImage*. 2000, roč. 12, č. 4, s. 466–77. doi: 10.1006/nimg.2000.0630
- [3] ALLEN, P J, JOSEPHS, O, TURNER, R. A method for removing imaging artifact from continuous EEG recorded during functional MRI. *NeuroImage* [online]. 2000, roč. 12, č. 2, s. 230–9. [cit. 2013-12-17]. doi: 10.1006/nimg.2000.0599 Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10913328>
- [4] BRÁZDIL, Milan. Effective connectivity in target stimulus processing: a dynamic casual modeling study of visual oddball task. *NeuroImage*. 2007, roč. 32, č. 2, s. 823–835.
- [5] HUETTEL, S. A., SONG, A. W., MCCARTHY, G. *Functional Magnetic Resonance Imaging*. 2 vyd. Sunderland, Massachusetts: Sianuer Associates, Inc, 2009. ISBN 978-0-87893-286-3.
- [6] LABOUNEK, René. *Analýza souvislostí mezi simultánně měřenými EEG a fMRI daty*. 2012. 75s. Diplomová práce Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, VUT Brno.
- [7] JAN, Jiří. *Číslíková filtrace, analýza a restaurace signálů*. 1. vyd. Brno: VUTIUM Press Brno, 1997. ISBN 80-214-0816-2.