

Analiza wpływu hałasu wnoszonego przez tomograf na wynik badania czynnościowego słuchu techniką rezonansu magnetycznego (fMRI)

The analysis of scanner noise on the result of auditory system examination in functional magnetic resonance (fMRI)

Piotr Bogorodzki¹, Ewa Piątkowska-Janko¹, Tomasz Wolak¹, Mateusz Orzechowski¹, Robert Kurjata¹, Henryk Skarzyński², Lech Śliwa², Krzysztof Kochanek², Marek Gołębiowski³, Wojciech Szeszkowski³

¹ Politechnika Warszawska

² Instytut Fizjologii i Patologii Słuchu, Warszawa

³ Akademia Medyczna, Warszawa

Streszczenie

Prezentowana praca dotyczy pomiaru wpływu hałasu, generowanego przez sekwencję EPI, na sygnał BOLD w obszarze korzy słuchowej. W badaniu uczestniczyło 20 osób: 16 mężczyzn i 4 kobiety, w tym 19 osób praworęcznych, 1 leworęczna, w wieku $23,6 \pm 0,7$. Badanie fMRI składało się z 4 sesji o zmiennym czasie repetycji TR 2,3,4,6 s i niezmiennej między sesjami stymulacji typu blokowego składającej się z 15 powtórzeń sylab /ka/, /ta/, /pa/, /ga/, /da/, /ba/. W celu określenia liniowej zależności aktywowanej objętości od zmiennego czasu TR zastosowano linowy model regresyjny. Na jego podstawie zaproponowano miarę Etr wyrażającą procentową zmianę objętości aktywowanej na skutek wzrastającego hałasu. W wyniku eksperymentu otrzymano Etr na poziomie 1.7% dla półkuli lewej i 7.5% dla półkuli prawej.

Słowa kluczowe: badania czynnościowe, rezonans magnetyczny, kora słuchowa, zakłócenia.

Summary

The aim of the study was to measure the level of impact of the Echo Planar Imaging (EPI) sequence noise on BOLD response in auditory cortex area. For each of the 20 healthy subjects (16 males and 4 females, 19 right-handed and 1 left-handed) at age 23.6 ± 0.7 four functional 'runs' were acquired with variable TR equal 2, 3, 4, and 6s and block type acoustic stimuli with 15 repetitions of the (/ka/, /ta/, /pa/, /ga/, /da/, /ba/) syllables. In order to detect linear dependence of activation volume in dependence of TR a linear model was applied giving two regression parameters for each hemisphere. A 'figure of merit' Etr measure was proposed giving per cent change of activation size caused by increase of scanner noise. Etr showed 1.7% and 7.5% dependence of activation volume from noise for the left and right hemisphere respectively.

Key words: functional magnetic resonance imaging, auditory cortex, noise.

Wprowadzenie

Technika funkcjonalnego rezonansu magnetycznego fMRI (ang. *Functional Magnetic Resonance Imaging*) obok PET (ang. *Positron Emission Tomography*) jest jedną z ważniejszych obrazowych metod badawczych służących przyżyciowym badaniom aktywności centralnego układu nerwowego człowieka [Latchaw (i in.) 2005]. W porównaniu z metodą PET metodą fMRI cechuje znacznie lepsza rozdzielczość przestrzenna [Moonen, Bandettini 2000] i czasowa (rzędu pojedynczych sekund). Technika fMRI opiera się na zjawisku wzrostu sygnału MR w rejonach o obniżonej koncentracji deoksyhemoglobiny. Koncentracja deoksyhemoglobiny spada w wyniku wzrostu przepływu krwi w obszarach o zwiększonej aktywności neuronalnej. Różnica podatności magne-

tycznej tkanki mózgowej i znajdującej się w naczyniach krwionośnych deoksyhemoglobiny powoduje zaburzenia jednorodności pola magnetycznego. Wpływ niejednorodności pola magnetycznego na sygnał MR spowodowany umieszczeniem w nim obiektu o różnych podatnościach magnetycznych jest oznaczany skrótem DSC (ang. *Dynamic susceptibility contrast*), czyli kontrast pochodzący od podatności magnetycznej, zaś sygnał DSC powodowany zmienną koncentracją deoksyhemoglobiny nosi nazwę sygnału BOLD (ang. *blood oxygenation level dependent*) [Ogawa (i in.) 1990].

Zmiany sygnału BOLD stymulowane w określonym schemacie badawczym są przedmiotem analizy statystycznej prowadzonej w celu wykazania związków przyczynowo-

skutkowych między zastosowaną stymulacją a otrzymaną odpowiedzią BOLD [Friston (i in.) 1995; 1999]. Mimo wciąż nie do końca poznanej natury sygnału BOLD, w pracy Logothetis'a i wsp. [2001; 2004] wykazano ścisły związek między wielkością potencjałów LFP (ang. *Local field potentials*) rejestrowanych na powierzchni kory mózgowej, a jednocześnie rejestrowaną odpowiedzią BOLD w obszarze kory wzrokowej. Potwierdza to przydatność sygnału BOLD do pośredniego monitorowania aktywności neuronalnej *in vivo* w mózgu człowieka oraz otwiera możliwości przenoszenia wieloletnich doświadczeń zebranych w dziedzinie elektrofizjologicznych badań ośrodkowego układu nerwowego człowieka na nowy obszar badań.

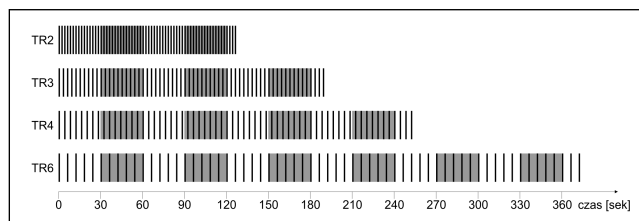
Wśród badań czynnościowych fMRI układu słuchowego są najbardziej złożone i stwarzają największą ilość problemów. Chodzi tu przede wszystkim o hałas powodowany szybkim przełączaniem gradientów w powszechnie używanej w fMRI sekwencji obrazującej EPI (ang. *Echo Planar Imaging*), który najbardziej utrudnia badania czynnościowe słuchu [Chambers (i in.); Di Salle (i in.) 2003]. Jego natężenie dochodzi do 123 dB [20] przy indukcji pola głównego 1.5 T (z maksimum dla częstotliwości 1 kHz) i 138 dB dla indukcji 3T (z maksimum dla częstotliwości z zakresu 1–4 kHz). Zagadnienie wpływu hałasu skanera na rozmiary przestrzenne obszaru pobudzonego, czy amplitudy odpowiedzi BOLD, nie zostało do tej pory, według wiedzy autorów, jednoznacznie rozwiązane, mimo stosunkowo dużej liczby prac dotyczących tego tematu [Chambers (i in.); Hart, Hall 2004; Langers (i in.) 2005; Yoo (i in.) 2005].

Celem niniejszej pracy było zbadanie odpowiedzi BOLD w obszarze słuchowym kory mózgowej. W szczególności zbadano: 1) rozmiary przestrzenne aktywującego się obszaru, 2) przestrzenną zmienność międzyosobniczą aktywującego się obszaru w grupie zdrowych ochotników oraz 3) wpływ hałasu skanera na wielkość aktywującego się obszaru.

Material i metody.

Badania wykonano na 1,5 T skanerze Gyroscan NT firmy Philips znajdującym się w II Zakładzie Radiologii Klinicznej AM w Warszawie. W badaniu uczestniczyło 20 osób: 16 mężczyzn i 4 kobiety, w tym 19 osób praworęcznych, 1 leworęczna, w wieku $23,6 \pm 0,7$. Przed badaniem funkcjonalnym, u każdej z osób wykonano audiometryczne badanie proggu słyszenia w celu ustalenia poziomu stymulacji 70dB SL. Badanie fMRI składało się z 4 sesji oznaczonych jako TR2, TR3, TR4 i TR6 (ryc.1). Podczas każdej z nich uczestnicy poddawani byli stymulacji akustycznej składającej się z dwóch składników: 1) niezmiennego między sesjami pobudzenia blokowego – 30 s powtórzeń sylab /ka/, /ta/, /pa/, /ga/, /da/, /ba/ (szare bloki na ryc.1) naprzemiennie z 30 s blokiem ciszy (białe bloki na ryc.1). 2) zmiennego między sesjami hałasu skanera o 1s czasie trwania (czarne kreski na ryc.1) przeplatanego chwilami ciszy o zmiennym czasie trwania równym 1, 2, 3 i 5 sekund.

Ze względu na ograniczenia techniczne skanera sesje miały zmienny czas trwania w zakresie od 128 s dla TR2, do 384 s dla TR6. Taka konstrukcja eksperymentu umożliwiała ocenę wpływu hałasu, którego średnią wartość zmieniano liniowo w zależności od czasu powtarzania – TR (ang. *Repetition Time*), na wielkość pobudzenia indukowanego typowym bodźcem blokowym. Tłumienie składowej hałasu po-



Ryc.1. Schemat eksperymentalny badania fMRI składającego się z 4 sesji, oznaczonych jako TR2, TR3, TR4 i TR6

zez ochronniki wynosiło ok. 30 dB, zaś składowa blokowa prezentowana była za pomocą wkładek dousznych znajdujących się pod ochronnikami słuchu [Orzechowski (i in.) 2005]. W celu zbadania oddziaływania zmiennej eksperymentalnej TR na rozmiary przestrzenne aktywującego się obszaru zastosowano następujący model eksperymentalny:

$$V = \beta_1 * TR + \beta_2 \quad (1)$$

gdzie:

V – przestrzenny rozmiar aktywacji wyrażony w liczbie wokli,

TR – zmienna eksperymentalna: czas powtarzania TR,

β_1 – współczynnik wyrażający zależność rozmiaru przestrzennego od TR,

β_2 – współczynnik wyrażający rozmiar przestrzenny aktywacji pochodzącej od składowej blokowej.

W celu wyznaczenia syntetycznego wskaźnika wpływu hałasu na rozmiary przestrzenne aktywacji zastosowano miarę wyrażoną w procentach:

$$E_{TR} = \beta_1 / \beta_2 * 100\% \quad (2)$$

Obrazy czynnościowe zbierane były z wykorzystaniem sekwencji – GE EPI (ang. *Gradient Echo Echo Planar Imaging*). Wolumen danych składał się z 16 warstw ułożonych w taki sposób, aby obejmowały płat skroniowy. Wielkość woksła wynosiła 3,43x3,43x4 mm. W każdej sesji zbierano 64 wolumeny. Czas echa TE (ang. *Echo Time*) wynosił 40 ms, zaś czas repetycji TR zamieniał się między sesjami i wynosił odpowiednio 2,3,4 i 6 sekund.

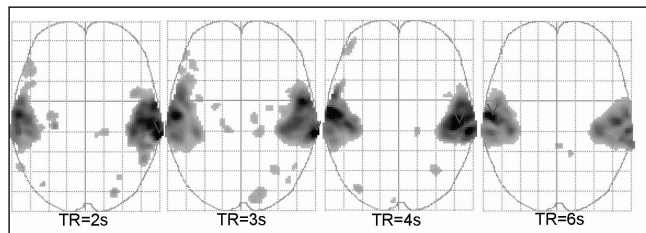
Otrzymane w poszczególnych sesjach fMRI serie czasowe obrazów MR zawierają indukowany stymulacją sygnał BOLD. Zadaniem analizy fMRI jest jego detekcja oraz prezentacja w postaci trójwymiarowych map – obrazów. Obrazy tego typu noszą nazwę statystycznych map parametrycznych SPM (ang. *Statistical Parametric Maps*). Jedną z najbardziej rozpowszechnionych metod detekcji sygnału BOLD i jednocześnie tworzenia map SPM jest metoda wykorzystująca model liniowy GLM (ang. *General Linear Model*) [Langers (i in.) 2005]. Metoda ta jest powszechnie stosowana za sprawą najbardziej popularnego pakietu oprogramowania do analizy badań fMRI o nazwie SPM (SPM2, SPM5) [Holmes, Friston 1997]. Oprogramowanie SPM analizuje sygnał BOLD we wszystkich woksłach mózgu, a następnie przyporządkowuje im statystyczne miary odpowiadające poziomowi reakcji danego woksła na stymulację.

Do opisu wielkości aktywacji najczęściej używana jest statystyka T-studenta. Przestrzenne rozkłady wielkości zmiennej T mogą być następnie zakodowane w kolorowej skali i naniesione na powierzchnie wzorca mózgu opracowanego przez zespół Montreal Neurological Institute – MNI [Evans (i in.) 1993]. W celu określenia efektów charakterysty-

czynnych dla grup pacjentów stosuje się testy statystyczne oraz modelowanie statystyczne ANOVA i MANOVA [Worsley (i in.) 2002] prowadzone na mapach SPM otrzymanych w poprzednim kroku analizy. Z tego punktu widzenia analizę fMRI dzieli się na dwa etapy: analizę pojedynczego przypadku SSA (ang. *Single Subject Analysis*) oraz analizę grupową SLA (ang. *Second Level Analysis*) lub analizę populacji MSA (ang. *Multi Subject Analysis*) [Bandettini (i in.) 1993; Bosch 2000; Coulon (i in.) 2000; Friston (i in.) 1995; 1999]. Poniżej przedstawione zostaną wyniki analizy grupowej otrzymane w wyniku omówionego wcześniej protokołu fMRI.

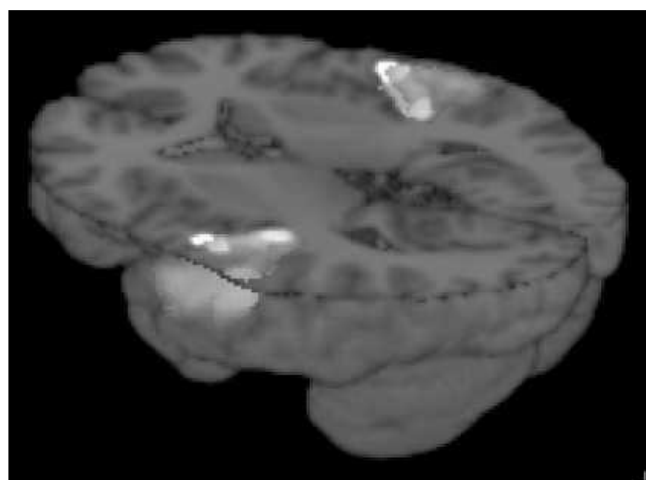
Wyniki

Przetworzone w trójstopniowej procedurze dane fMRI (etap 1 – korekcja artefaktów ruchowych (ang. *realignment*) z pierwszym obrazem serii jako referencyjnym, etap 2 – normalizacja do przestrzeni MNI z interpolacją do standardowego woksła 2x2x2 mm, etap 3 – wygładzanie przestrzenne filtrem gaussowskim o szerokości FWHM wynoszącej 4x4x6 mm) były poddane dwuetapowej analizie statystycznej w środowisku SPM. W etapie SSA dla każdego z uczestników wyliczono cztery mapy SPM, odpowiadające sesjom: TR2, TR3, TR4 i TR6. W etapie MSA z map SSA wyliczono średnie, charakterystyczne dla badanej grupy efekty (ryc. 2).



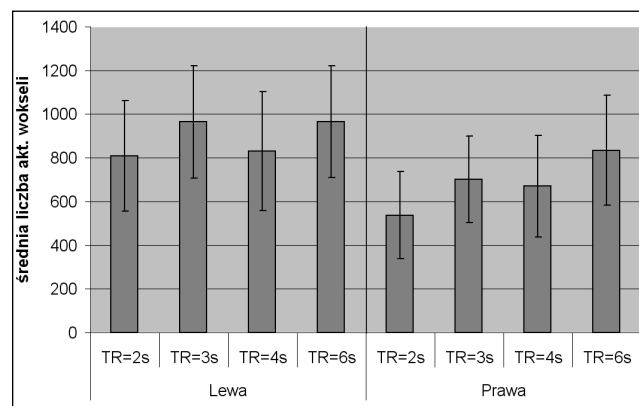
Ryc. 2. Wyniki grupowej analizy (MSA) pokazującej średnie aktywacje, charakterystyczne dla badanej grupy dla odpowiednich TR

Mapy te przedstawiają rzut na płaszczyznę osiową wszystkich tych woksli, dla których wartość statystyki-t przekroczyła wartość krytyczną ($T > 3$), pozwalającą odrzucić hipotezę zerową o braku korelacji między stosowaną stymulacją a rejestrowaną odpowiedzią BOLD, ($df=13$, $p=0.002$). Przestrzenne rozmieszczenie aktywacji przedstawione zostało na ryc. 3.



Ryc. 3. Przestrzenna lokalizacja średniej aktywacji dla TR6

Na podstawie przedstawionych map MSA wyznaczono aktywacje położone w obszarze kory słuchowej. Następnie, dla każdej sesji, wyliczono liczbę aktywnych woksli odpowiednio dla lewej i prawej półkuli (ryc.4)



Ryc. 4. Liczba aktywnych woksli dla lewej i prawej półkuli odpowiadająca różnym czasom TR

Wykorzystując dane przedstawione na ryc. 4 i opisany wcześniej model eksperymentalny otrzymano następujące zależności dla lewej i prawej półkuli:

$$V_{lewa} = 13.2 * TR + 791.5, \quad V_{prawa} = 33 * TR + 438.2 \quad (3)$$

Wartości statystyki-t dla parametru β_1 dla półkuli lewej wynoszą $T=1.9$, $p=0.62$, dla półkuli prawej $T=0.65$, $p=0.51$.

Po zastosowaniu syntetycznego wskaźnika wpływu hałasu na rozmiary przestrzenne aktywacji (2), wyznaczono iloraz przyrostu rozmiaru przestrzennego do rozmiaru przestrzennej aktywacji pochodzącej od składowej blokowej, wyrażony w procentach (tab. 1).

Tab. 1.

Półkula Lewa	Półkula Prawa
1.7%	7.5%

Omówienie

Przedstawiona praca dotyczy eksperymentalnej weryfikacji liniowego modelu wiążącego przestrzenne rozmiary aktywacji z poziomem hałasu wytwarzanego przez sekwencję obrazującą EPI. Poziom hałasu był zmieniany skokowo, podobnie jak w pracy [Langers (i in.) 2005], poprzez zastosowanie nieregularnej akwizycji ze zmiennym czasem repetycji TR. Dla wszystkich przypadków otrzymano aktywacje w obszarze kory słuchowej. Średni rozmiar aktywacji wynosił 32 i 25 cm³ odpowiednio dla lewej i prawej półkuli. Stosując test T-studenta pomiędzy parami TR2–TR3, TR2–TR4, TR2–TR6 na poziomie istotności $p=0.05$ nie zaobserwowano różnic między średnimi wartościami rozmiaru przestrzennego obszarów aktywacji w tych sesjach. Zastosowanie analizy regresji, również nie dało statystycznie znaczących wyników, aczkolwiek dla półkuli lewej zależność ta jest znacznie silniejsza ($T=1.9$, $p=0.62$) w stosunku do półkuli prawej ($T=0.65$, $p=0.51$). Wyliczone współczynniki regresji (13,2 dla lewej i 33 dla prawej) świadczą o dodatniej zależności objętości od czasu TR. Oznacza to, że zmniejszając czas powtarzania skracamy chwile ciszy pomiędzy pobudzeniami, a to powoduje zmniejszenie aktywacji. Otrzymany wynik jest zgo-

dny z wynikami innych autorów [Langers (i in.) 2005], gdzie stwierdzono, że w wyniku aktywacji następuje 1,3% zmiana amplitudy sygnału przy braku hałasu i maleje do 0.9% w wyniku interakcji bodźca i hałasu generowanego przez cewki gradientowe w trakcie sekwencji obrazującej. Zależności są silniejsze i bardziej widoczne im bardziej widmo stymulacji jest zbliżone do widma hałasu. Podobnie w pracy [Shah (i in.) 1999] pokazano obustronne zmniejszenie obszaru aktywacji kory słuchowej wraz ze wzrostem liczby warstw, czyli pośrednio hałasu skanera. Otrzymane w tej pracy wyniki potwierdzają, że wydłużenie czasu wolnego od hałasu wytwarzanego przez przełączane gradienty w sekwencji obrazującej może być pomocne przy stymulacjach akustycznych. W konkluzji w pracy [Shah (i in.) 1999] zaproponowano przeprowadzenie rejestracji 16 warstw z czasem repetycji TR = 9 s. Dodatkowo, jeżeli oddziaływanie sekwencji EPI na mierzony sygnał BOLD w określonych warunkach eksperymentalnych jest zbyt wysokie, można je obniżyć poprzez następujące działania [Di Salle (i in.) 2003]: 1) modernizację urządzeń generujących hałas (gradienty, układ chłodzenia, klimatyzacji), 2) stosowanie ochronników dostosowanych do charakterystyki hałasu skanera, 3) modyfikację sekwencji pomiarowych, 4) stosowanie systemów amortyzujących i unieruchamiających głowę pacjenta (pomagają również zmniejszyć artefakty ruchowe, jak i wpływ drżeń przenoszonych przez łóżko, ciało, słyszenie drogą kostną itd.) [Ravicz, Melcher 2001]. Stosując wymienione zabiegi można osiągnąć tłumienie szumów akustycznych (w zależności od warunków eksperymentalnych) w granicach od 30 do 65 dB.

Podsumowanie

Znacząca liczba prac dotyczących wpływu hałasu skanera na wyniki eksperymentu fMRI kory słuchowej świadczy o ważkości i stopniu skomplikowania tego problemu. Mimo powtarzalnych wyników eksperymentów trudno otrzymać statystycznie istotne zależności pomiędzy wartością zmniejszenia między eksperymentami (w tej pracy był nią czas repetycji) a statystycznymi miarami sygnału BOLD. Brak liniowej zależności odpowiedzi BOLD od czasu repetycji – TR nie wyczerpuje zagadnienia zależności tych dwóch wielkości. W pracy Langersa [2005] zaproponowano nieliniowy model między odpowiedzią słuchową indukowaną pojedynczym skanem oraz stymulacją pojedynczymi tonami. Nieliniowość odpowiedzi BOLD pojawia się stosunkowo często [Buxton (i in.) 2002] szczególnie w odniesieniu do krótkich (<1s) bodźców tzw. zdarzeń (ang. *events*). Biorąc pod uwagę z pewnością ostrożnością otrzymane wyniki można stwierdzić, że oddziaływanie hałasu zmienia rozmiar przestrzenny aktywacji na poziomie 1.7% dla półkuli lewej i 7.5% dla półkuli prawej. W celu zmniejszenia międzyosobniczej wariancji wyników i zwiększenia poziomu istotności statystycznej otrzymanych wyników w kolejnym etapie badań planowane jest zastosowanie dokładniejszej metody wyznaczania odpowiedzi BOLD z zastosowaniem tzw. odpowiedzi regionalnych (ang. *mean regional responses*) [Bogorodzki (i in.) 2005].

Spis skrótów i oznaczeń

β_1 – współczynnik wyrażający zależność rozmiaru przestrzennego od TR.

β_2 – współczynnik wyrażający rozmiar przestrzenny aktywacji pochodzącej od składowej blokowej.

BOLD – kontrast DSC powodowany zmienną koncentracją deoksyhemoglobiny – ang. *blood oxygenation level dependent*.

DSC – podatność magnetyczna – ang. *Dynamic susceptibility contrast*.

EPI – sekwencja Echo Planar Imaging.

ETR – miara zastosowana w prezentowanej pracy: stosunek przyrostu rozmiaru przestrzennego do rozmiaru przestrzennej aktywacji pochodzącej od składowej blokowej, wyrażony w procentach.

fMRI – technika funkcjonalnego rezonansu magnetycznego – ang. *Functional Magnetic Resonance Imaging*.

FWHM – szerokość w połowie wysokości (szerokość połówkowa) – ang. *Full Width at Half Maximum*.

GLM – model liniowy – ang. *General Linear Model*.

LFP – potencjały rejestrowane na powierzchni kory mózgowej – ang. *Local field potentials*.

MNI – wzorzec mózgu opracowany w Montreal Neurological Institute.

MSA – analizę populacji – ang. *Multi Subject Analysis*.

PET – pozytonowa emisyjna tomografia komputerowa – ang. *Positron Emission Tomography*.

SLA – analiza grupowa – ang. *Second Level Analysis*.

SPM – statystyczne mapy parametryczne – ang. *Statistical Parametric Maps*.

SSA – analiza pojedynczego przypadku – ang. *Single Subject Analysis*.

TE – czas echa – ang. *Echo Time*.

TR – czasu powtarzania – ang. *Repetition Time*.

V – przestrzenny rozmiar aktywacji wyrażony w liczbie voksli.

Bibliografia

- Bandettini P., Jesmanowicz A., Wong E., Hyde J. [1993]. Processing strategies for time-course data sets in functional MRI of human brain. „Magnetic Resonance Almanac” 30 (2), 161.
- Bogorodzki P., Rogowska J., Yurgelun-Todd D. A. [2005]. Structural Group Classification Technique Based on Regional fMRI BOLD Responses. „IEEE Transactions on Medical Imaging”, 24, 389
- Bosch V. [2000]. Statistical analysis of multi-subject fMRI data: assessment of focal activations. „Journal of Magnetic Resonance Imaging” 11 (1), 61
- Buxton R. et al. [2002]. Introduction to Functional Magnetic Resonance Imaging, Cambridge University Press.
- Chambers J. D. et al. []. Attenuation of fMRI scanner noise: active noise cancellation and the problem of bone vibration. Institute of Hearing Research (UK).
- Coulon O., Mangin J. F., Poline J. B., Zilbovicius M., Roumenov D., Samson Y., Frouin V., Bloch I. [2000]. Structural group analysis of functional activation maps. „Neuroimage” 11(6), 767.
- Di Salle F., Esposito F. et al. [2003]. fMRI of the auditory system: understanding the neural basis of auditory gestalt. „Magnetic Resonance Imaging” 21, 1213.

- Evans A. C., Collins D. L., Mills S. R., Brown E. D., Kelly R. L., Peters T. M. [1993]. 3D statistical neuroanatomical models from 305 MRI volumes. W: Proc. IEEE-Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, 1813.
- Friston K., Holmes A., Worsley K., Poline J., Frith C., Frackowiak F. [1995]. Statistical parametric maps in functional imaging: A general approach. „Human Brain Mapping” 2, 189.
- Friston K. J., A. P. Holmes, C. J. Price, C. Buchel, Worsley K. J. [1999]. Multisubject fMRI studies and conjunction analyses. „Neuroimage” 10(4), 385.
- Hart H. C., Hall D. A. [2004]. Different areas of human non-primary auditory cortex are activated by sounds with spatial and non-spatial sound properties. „Human Brain Mapping” 21, 178.
- Holmes A. P., Friston K. J. [1997]. Statistical models and experimental design. SPM course notes, chapter 3.
- Langers D. R. M. et al. [2005]. Interactions between Hemodynamic Responses to Scanner Acoustic Noise and Auditory Stimuli in Functional Magnetic Resonance Imaging. „Magnetic Resonance in Medicine” 53, 49.
- Latchaw R., Kucharczyk J., Moseley M. E. [2005]. Imaging of the Nervous System – Diagnostic and Therapeutic Applications. Elsevier.
- Logothetis N. K., Pauls J., Augath M., Trinath T., Oeltermann A. [2001]. Neurophysiological investigation of the basis of the fMRI signal. „Nature” 412(6843), 150.
- Logothetis N. K., Pfeuffer J. [2004]. On the nature of the BOLD fMRI contrast mechanism. „Magnetic Resonance Imaging” 22, 1517.
- Moonen C. T. W., Bandettini P.A. [2000]. Functional MRI. Springer.
- Ogawa S., T. M. Lee, A. R. Kay, D. W. Tank: Brain magnetic resonance imaging with contrast dependent on blood oxygenation, [1990] „Proceedings of the National Academy of Sciences USA” 87(24), 9868.
- Orzechowski M., Bogorodzki P., Kochanek K., Wolak T., Piątkowska-Janko E., Kurjata R., Gołębiowski M., Szeszkowski W., Cieszanowski A. [2005]. fMRI sound delivery system for auditory stimuli presentation, 8th International Conference - Advances in Diagnosis and Treatment of Auditory Disorders. „Audiofonologia” Supplement 2005, 44.
- Ravicz M. E., Melcher J. R. [2001]. Isolating the auditory system from acoustic noise during functional magnetic resonance imaging. Examination of noise conduction through the ear canal, head, and body. „Journal of the Acoustical Society of America” 109 (1).
- Shah N. Jon, Lutz Jäncke, Maria-Lisa Grosse-Ruyken [1999]. Influence of Acoustic Masking Noise in fMRI of the Auditory Cortex During Phonetic Discrimination. „Journal Of Magnetic Resonance Imaging” 9, 19.
- Worsley, K. J., Liao, C., Aston, J., Petre, V., Duncan, G. H., Morales, F., Evans, A.C. [2002]. A general statistical analysis for fMRI data. „Neuroimage” 15, 1.
- Yoo S.-S. Et al. [2005]. Functional asymmetry in human primary auditory cortex: Identified from longitudinal fMRI study. „Neuroscience Letters” 383, 1.

Adres do korespondencji

Piotr Bogorodzki
Zakład Elektroniki Jądrowej i Medycznej
Instytut Radioelektroniki
Politechnika Warszawska
ul. Nowowiejska 15/19
00-665 Warszawa
e-mail: piotr@ire.pw.edu.pl

