



**VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ**

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH  
TECHNOLOGIÍ**

**ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ**

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION  
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

# **PROJEVY FYZIOLOGICKÉHO ŠUMU VE FMRI DATECH**

MANIFESTATION OF PHYSIOLOGICAL NOISE IN FMRI DATA

**BAKALÁŘSKÁ PRÁCE**

BACHELOR'S THESIS

**AUTOR PRÁCE**

AUTHOR

**Bc. RADIM SKOUPÝ**

**VEDOUCÍ PRÁCE**

SUPERVISOR

**Ing. MARTIN LAMOŠ**

BRNO 2013



VYSOKÉ UČENÍ  
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky  
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

# Bakalářská práce

bakalářský studijní obor

**Biomedicínská technika a bioinformatika**

**Student:** Bc. Radim Skoupý

**ID:** 136487

**Ročník:** 3

**Akademický rok:** 2012/2013

## NÁZEV TÉMATU:

### Projevy fyziologického šumu ve fMRI datech

#### POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Proveďte literární rešerši a prostudujte základní literaturu v oblasti charakteru šumu a projevu fyziologických artefaktů ve fMRI datech. 2) Seznamte se se základními postupy zpracování fMRI dat a ovládním softwaru SPM. 3) Analyzujte reálná fMRI data poskytnutá neurovědním týmem CEITEC MU a dále se prakticky seznamte se základní manipulací a předzpracováním naměřených průběhů fyziologických signálů. 4) Ověřte možnost využití naměřených fyziologických signálů v softwaru SPM a proveďte analýzu na poskytnutých fMRI datech s použitím těchto signálů. 5) Na základě porovnání arteficiálních fyziologických signálů a fMRI dat vytvořte obrazové mapy ukazující míru a charakter projevu (např. procentuální zastoupení fyziologického artefaktu v celkovém šumu a časové zpoždění projevu vůči měřenému fyziologickému signálu). 6) Proveďte diskusi získaných výsledků.

#### DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] HUETTEL, S. A., SONG, A. W., MCCARTHY, G. Functional Magnetic Resonance Imaging. 2nd edition. Sunderland: Sinauer Associates, Inc, 2009, p. 542, ISBN 9780878932863.

[2] LUND, T. E., MADSEN, K. H., SIDAROS, K., LUO, W. I., NICHOLS, T. E. Non-White Noise in fMRI: Does modelling have an impact? Neuroimage, 2006, 29(1):54-66. ISSN 1053-8119.

**Termín zadání:** 11.2.2013

**Termín odevzdání:** 31.5.2013

**Vedoucí práce:** Ing. Martin Lamoš

**Konzultanti bakalářské práce:**

**prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.**

*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

V této bakalářské práci se zabývám projevy fyziologického šumu ve fMRI datech. Práce zahrnuje základní teorii v oblasti BOLD signálu – jeho charakteru, zabývá se zpracováním naměřených dat, možnostmi jejich úpravy, filtracemi i tvorbě výsledných statistických parametrických map. Stěžejní částí je studium možností filtrace fyziologického šumu metodou Retroicor, která modeluje fyziologický šum na základě báze sinových a kosinových bazových funkcí.

## Klíčová slova

fMRI, obrazové artefakty, fyziologický šum, SPM8, filtrace, předzpracování, metoda Retroicor

# Abstract

In this bachelor thesis I deal with the manifestations of physiological noise in fMRI data. The work includes the basic theory of BOLD signal - his character, dealing with the processing of measured data, the possibilities of their treatment, filtration and formation of the resulting statistical parametric maps. The key part is studing possibilities of physiological noise filtering method Retroicor that models physiological noise based on sine and cosine basis functions.

## Keywords

fMRI, image artifact, physiological noise, SPM8, filtration, preprocessing, method Retroicor

# Bibliografická citace

SKOUPÝ, R. *Projevy fyziologického šumu ve fMRI datech*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2013. 39 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Martin Lamoš.

# Poděkování

Na tomto místě chci poděkovat vedoucímu bakalářské práce Ing. Martinu Lamošovi a konzultantovi Ing. Marku Bartoňovi za cenné rady teoretického i praktického charakteru.

# Prohlášení

Prohlašuji, že jsem svoji bakalářskou práci na téma Projevy fyziologického šumu ve fMRI datech vypracoval samostatně s využitím literatury a informačních zdrojů, které jsou v práci citovány a uvedeny v jejím závěru.

Jako autor bakalářské práce prohlašuji, že jsem v souvislosti s vytvořením této práce neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení §11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku c.40/2009 Sb.

Brno 27. května 2013

.....

# Obsah

|          |   |           |
|----------|---|-----------|
| <b>1</b> | <b>Úvod</b>   | <b>7</b>  |
| <b>2</b> | <b>BOLD fMRI</b>  | <b>9</b>  |
| 2.1      | Hemodynamická odezva . . . . .                                  | 10        |
| 2.2      | Prostorové rozlišení . . . . .                                  | 11        |
| 2.3      | Časové rozlišení . . . . .                                      | 11        |
| <b>3</b> | <b>Šum a artefakty</b>  | <b>12</b> |
| 3.1      | Artefakt způsobený chemickým posuvem . . . . .                  | 12        |
| 3.2      | Artefakt způsobený změnou susceptibility . . . . .              | 13        |
| 3.3      | Fázově-kódovaný pohybový artefakt . . . . .                     | 13        |
| 3.4      | Gibbsův artefakt . . . . .                                      | 14        |
| 3.5      | Modelování podvzorkovaného fyziologického<br>šumu . . . . .     | 15        |
| <b>4</b> | <b>Zpracování naměřených dat</b>                                | <b>17</b> |
| 4.1      | Předzpracování . . . . .  | 17        |
| 4.1.1    | Pohybová korekce . . . . .                                      | 17        |
| 4.1.2    | Korekce rozdílných akvizičních časů jednotlivých řezů . . . . . | 17        |
| 4.1.3    | Prostorová normalizace . . . . .                                | 18        |
| 4.1.4    | Prostorové vyhlazení . . . . .                                  | 18        |
| 4.1.5    | Časová filtrace . . . . .                                       | 18        |
| 4.2      | Obecný lineární model . . . . .                                 | 19        |
| <b>5</b> | <b>Praktická část</b>   | <b>21</b> |
| 5.1      | Použitá data . . . . .  | 21        |
| 5.1.1    | SPM8 . . . . .  | 21        |
| 5.1.2    | Provedené předzpracování . . . . .                              | 23        |
| 5.2      | Základní analytická metoda . . . . .                            | 23        |
| 5.3      | Provedení metody Retroicor . . . . .                            | 27        |
| 5.3.1    | Příprava dat . . . . .  | 27        |
| 5.3.2    | Výsledky . . . . .  | 29        |

|          |                   |           |
|----------|-------------------|-----------|
| <b>6</b> | <b>Závěr</b>      | <b>33</b> |
| <b>7</b> | <b>Literatura</b> | <b>34</b> |
| <b>8</b> | <b>Přílohy</b>    | <b>36</b> |

# Seznam obrázků

|     |  |    |
|-----|--|----|
| 1.1 | Výsledek zpracování naměřených dat pomocí fMRI – organizace řečového kortexu u pacienta – praváka s levostrannou epilepsií temporálního laloku. [8]  | 7  |
| 2.1 | Závislost změny BOLD signálu zrakového kortexu při 1,5 T a 4 T [7]   | 10 |
| 2.2 | Hemodynamická odezva na neurální aktivitu [6]  | 10 |
| 2.3 | Ukázka různého prostorového rozlišení v rovině $xy$ : (A) 8 mm, (B) 4 mm, (C) 2 mm, (D) 1 mm [7]   | 11 |
| 3.1 | Příklad artefaktu způsobeného rozdílnou susceptibilitou tkání. [14]  | 13 |
| 3.2 | Fázově kódovaný pohybový artefakt. Vlevo je vidět v horizontálním směru, vpravo vertikálně. [14]   | 13 |
| 3.3 | Projev Gibbsova artefaktu. [14]  | 14 |
| 3.4 | Šum způsobený dýcháním. [12]   | 16 |
| 3.5 | Šum způsobený srdeční činností. [12]   | 16 |
| 4.1 | Projev filtru se stejnou FWHM na velkou (a) a malou aktivovanou oblast. [3]  | 18 |
| 4.2 | Příklad nefiltrovaného časového průběhu aktivovaného voxelu a jeho rozklad do složek. [9]  | 19 |
| 4.3 | Grafická reprezentace GLM. [6]   | 20 |
| 5.1 | Základní menu toolboxu SPM8  | 22 |
| 5.2 | Průběh translací a rotací provedených programem SPM8.  | 23 |
| 5.3 | Časový průběh signálu z X osy akcelerometru s vyznačenými skeny  | 24 |
| 5.4 | Matice návrhu obsahující zleva: stejnosměrnou složku, $2 \times$ nízkofrekvenční drift, osa X signálu z akcelerometru, osa Y signálu z akcelerometru a osa Z signálu z akcelerometru.                              | 24 |
| 5.5 | Projevy dýchacích pohybů. Barevná vrstva ukazuje hodnoty t-testu ( $p=0,001$ , nekorigováno), ve kterých se signifikantně projevuje regresor popisující podvzorkovaný signál z osy Z akcelerometru. Přímý přístup. | 26 |
| 5.6 | Spektrum signálu X osy akcelerometru   | 27 |
| 5.7 | Detekované píky v průběhu signálu z X osy akcelerometru. Detekované subpíky nemají na konečné výsledky vliv.   | 28 |
| 5.8 | Detekované R-vlny v průběhu EKG signálu. Obrázek ukazuje, že detekce nebyla vždy úplně přesná. EKG signál je pro snazší ukázkou umocněn na druhou.   | 28 |

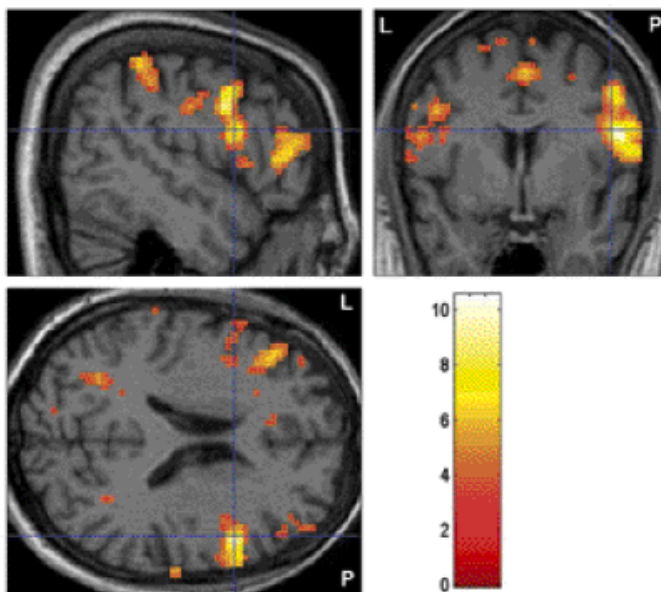
|      |   |    |
|------|---|----|
| 5.9  | Projevy srdeční činnosti. Barevná vrstva ukazuje hodnoty F-testu voxelů ( $p = 10^{-6}$ ), ve kterých se signifikantně projevuje efekt lineární kombinace regresorů popisujících srdeční činnost. Retroicor. . . . .  | 30 |
| 5.10 | Projevy dýchacích pohybů. Barevná vrstva ukazuje hodnoty F-testu voxelů ( $p = 10^{-6}$ ), ve kterých se signifikantně projevuje efekt lineární kombinace regresorů popisujících dechové oscilace. Retroicor. . . . . | 31 |
| 5.11 | Lokalizační mapa zastoupení fyziologického šumu v datech. V některých voxelech je téměř všechen signál tvořen tímto šumem. . . . .  | 32 |
| 6.1  | Porovnání projevů dýchacích pohybů z X,Y a Z osy dat z akcelerometru – přímý přístup . . . . .  | 36 |
| 6.2  | Porovnání projevů dýchacích pohybů z X,Y a Z osy dat z akcelerometru – Retroicor . . . . .  | 37 |
| 6.3  | Porovnání lokalizací fyziologického šumu. Zleva prahováno nad 20 %, nad 40 % a nad 60 %. . . . .  | 38 |
| 6.4  | Detekované peaky v průběhu signálu z Y osy akcelerometru . . . . .  | 39 |
| 6.5  | Detekované peaky v průběhu signálu z Z osy akcelerometru . . . . .  | 39 |

# Kapitola 1

## Úvod

Funkční magnetická rezonance (fMRI) je moderní zobrazovací metoda užívaná k funkčnímu zobrazování mozku, respektive mapování cerebrální odezvy na vnější či vnitřní podněty. fMRI mapuje neurální aktivitu jen nepřímo - v návaznosti na lokální změnu oxygenace a perfuze mozkové kůry. Z toho vychází i její rozlišovací schopnost v časové oblasti. V prostorové oblasti je rozlišení fMRI v řádu jednotek mm – typický voxel má  $3,5 \times 3,5 \times 3,5$  mm, ale použit může být i menší.

V časové oblasti je však tato modalita slabší a nedosahuje kvalit EEG (elektroencefalografie) nebo MEG (magnetoencefalografie). Je to způsobeno dynamikou krevního oběhu a potřebným akvizičním časem. Hlavní využití fMRI je v dnešní době v neurovědním výzkumu, avšak nalézá uplatnění i v klinické praxi. [8]



Obrázek 1.1: Výsledek zpracování naměřených dat pomocí fMRI – organizace řečového kortexu u pacienta – praváka s levostrannou epilepsií temporálního laloku. [8]

Vzhledem k povaze snímaného signálu a nutnosti využití statistických metod pro jeho vyextrahování ze šumu, je výsledný obraz zatížen množstvím různých artefaktů díky četným zdrojům šumu, které zde hrají roli. Bakalářská práce se zabývá mapováním zastoupení projevů fyziologického šumu (dýchání a srdeční činnost) ve fMRI datech a snaží se určit procentuální zastoupení jako funkci prostorové souřadnice.

# Kapitola 2

## BOLD fMRI

Technika blood-oxygenation-level dependent (BOLD) fMRI je založena na sledování množství kyslíku spotřebovaného při neurální aktivitě. Při zvýšení aktivity neuronů se zvyšuje spotřeba energie, která je získávána ve formě ATP, který je produktem oxidativní fosforylace glukózy v Krebsově cyklu. Při zvýšené aktivitě neuronů dochází ke zvýšení lokální extrakce kyslíku a po časové prodlevě (2 – 3 s) narůstá dodávka kyslíku zvýšením perfuze dané oblasti. [9] [8]

Celá metoda je založena na šťastném faktu, že molekula hemoglobinu má rozdílné magnetické vlastnosti v závislosti na tom, je-li na ni vázán kyslík.

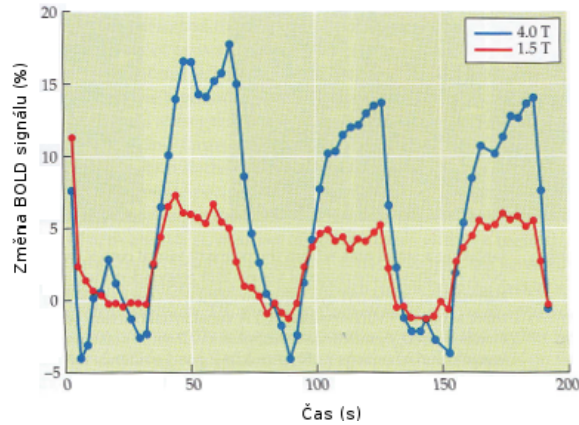
- oxygenovaný hemoglobin (oxHb) je diamagnetický - nemá žádné nespárované elektrony a proto vykazuje nulový magnetický moment
- deoxygenovaný hemoglobin (dHb) je paramagnetický - má dva nepárové elektrony a tudíž významný magnetický moment

Plně deoxygenovaná krev má magnetickou susceptibilitu asi o 20% vyšší než plně oxygenovaná krev. [7] <sup>1</sup>

Paramagnetické látky narušují homogenitu okolního magnetického pole - protony v jejich blízkosti jsou vystaveny jinému magnetickému poli  $B$  a změní se u nich tedy jejich precesní frekvence. To má za následek zrychlení transverzální relaxace  $T_2^*$ . Sekvence citlivé na  $T_2^*$  budou dávat vyšší signál v místech s oxygenovanou a nižší v místech s deoxygenovanou krví. Změna relaxačního času je závislá na druhé mocnině velikosti magnetické indukce  $B$ . Z toho pramení snaha využívat skenery s co nejsilnějším magnetickým polem – nejčastěji 3 T, ale začínají se objevovat i verze 7 T a silnější, u kterých je dosaženo lepšího poměru signál/šum (S/N – signal/noise).

---

<sup>1</sup>Při měření hraje důležitou roli síla statického magnetického pole, protože ovlivňuje změnu signálu získanou po aktivaci. Změny susceptibility dávají vyšší rozfázování při silnějších polích (při zesílení z 1,5 T na 3 T vzroste surový signál čtyřikrát). Výsledkem je, že BOLD kontrast se zvyšuje rychleji než šum (tepelný šum se zvýší jen dvakrát). Nežádoucím efektem je, že silná pole mají za důsledek markantnější projevy fyziologického šumu tvořícího část nežádoucí variability dat. [3] [7]

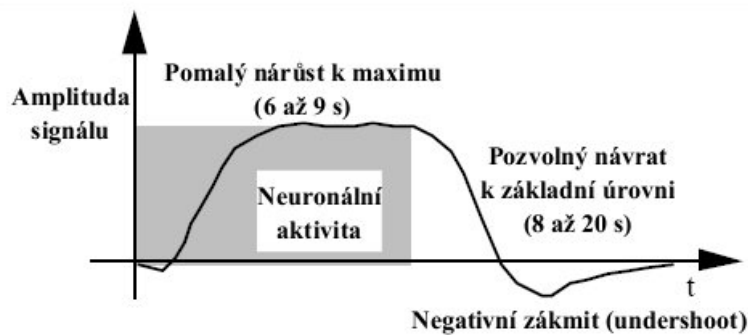


Obrázek 2.1: Závislost změny BOLD signálu zrakového kortexu při 1,5 T a 4 T [7]

Za normálních podmínek je oxHb konvertován na dHb konstantní rychlostí. Po aktivaci okolních neuronů však zvýšený průtok krve přivádí více oxHb než je potřeba. To vede ke snížení hladiny dHb a tak ke snížení ztráty signálu  $T_2^*$  - to vede ke zvýšení jasu MR obrazu.

## 2.1 Hemodynamická odezva

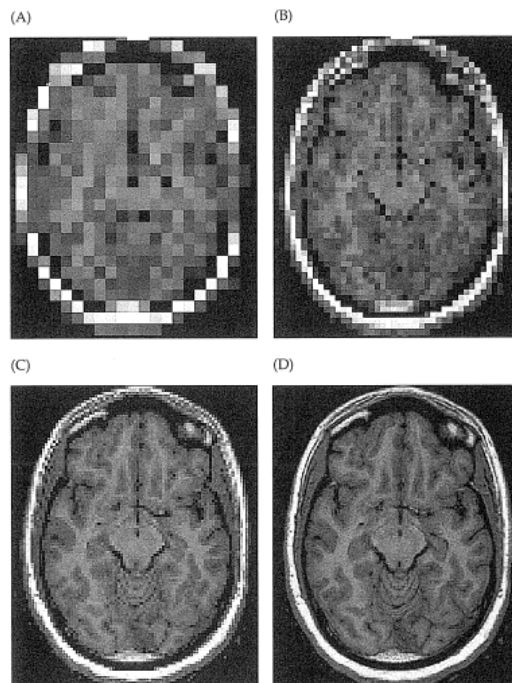
Změna MR signálu způsobená neurální aktivitou je známa jako hemodynamická odezva (HRF – hemodynamic response function). Zvýšení rozsahu neurální aktivity by mělo zvětšit amplitudu hemodynamické odezvy, zatímco prodloužení jejího trvání zvětšuje jak amplitudu, tak i šířku. Ke kortikální odezvě dochází během desítek milisekund po stimulu, ale první pozorovatelná BOLD odpověď přichází až o 1 – 2 s později, přičemž maxima dosahuje ještě mnohem později. [7]



Obrázek 2.2: Hemodynamická odezva na neurální aktivitu [6]

## 2.2 Prostorové rozlišení

Schopnost rozlišit rozdíly mezi dvěma blízkými místy závisí na několika faktorech. Základním je velikost voxelu, která je dána vlastnostmi nastavení skeneru: zorným polem (field of view), velikostí datové matice (matrix size), tloušťkou řezu (slice thickness). Pro fov  $24 \times 24$  cm a velikosti matice  $64 \times 64$  je velikost voxelu  $3,75 \times 3,75$  mm. Třetí rozměr voxelu je dán tloušťkou řezu. Běžně se užívají tloušťky větší než je planární rozlišení. Ve větším objemu se nalézá více krve a vzroste tudíž úroveň BOLD signálu. Dalším problémem je při použití vysokého rozlišení nárůst akvizičního času potřebného k nasnímání celého objemu. Skener zvládající 16 řezů při velikosti voxelu  $4 \times 4 \times 4$  mm dokáže nasnímat ve stejném čase jen jeden řez o rozlišení  $1 \times 1 \times 1$  mm. Pro nasnímání oblasti o rozměru v ose  $z$  110 mm je potřeba 27 řezů o 4 mm (potřebný čas 2 s), ale už 110 řezů o 1 mm (potřebný čas 120 s). [7]



Obrázek 2.3: Ukázka různého prostorového rozlišení v rovině  $xy$ : (A) 8 mm, (B) 4 mm, (C) 2 mm, (D) 1 mm [7]

## 2.3 Časové rozlišení

Základní jednotkou časového rozlišení je doba opakování (repetition time – TR), jejíž hodnota závisí na druhu experimentu a zvoleném rozlišení. Pohybuje se běžně od 500 ms do 3000 ms. Hemodynamická odezva má však délku impulsní charakteristiky delší než 10 s, i když je trvání stimulu kratší než 1 s. Při snímání fMRI dat tedy nezískáváme aktuální hodnoty míry neurální aktivity, ale projev této aktivity z pomalých změn ve vaskulárním systému.

# Kapitola 3

## Šum a artefakty

Během zobrazení primárního parametrického pole magnetickou rezonancí pomocí EPI sekvencí (Echo Planar Imaging) vzniká v obraze řada artefaktů, které ovlivňují výslednou diagnostickou informaci. Důležitým úkolem je jejich identifikace a následný návrh řešení pro jejich odstranění, nebo alespoň zmenšení jejich vlivu. [4]

fMRI data jsou charakteristická nízkým poměrem S/N: 0,2 - 0,5. Změna signálu je v maximu hemodynamické odezvy jen 5 % oproti stavu v klidu (takováto hodnota může být pozorována např. pro primární motorický kortex během blokové stimulace). [7] Podrobněji bude rozebrán šum a artefakty způsobené fyziologickými projevy organismu. U 1,5T přístroje tvoří fyziologický šum v průměru asi 40 %, u 3 T je to už 52 % veškerého šumu. Fyziologický šum lze rozdělit do tří skupin: projevy srdeční pulzace, dýchání a projevy pohybu hlavy. Řešit přímo při samotném měření je možné jen celkový pohyb vhodnou fixací, ostatní až druhotně při předzpracování dat. [3]

Pro věrný záznam pohybů způsobených srdeční a plicní aktivitou je nutná dostatečně vysoká rychlost vzorkování ( $TR < 500$  ms a  $TR < 2500$  ms).

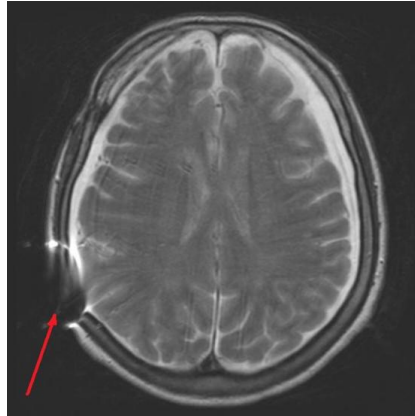
Nedodržení nutné vzorkovací frekvence vede k aliasingu a stěžuje jejich identifikaci a následnou filtraci.

### 3.1 Artefakt způsobený chemickým posuvem

Nejčastěji se projevuje vyjma MR páteře v zobrazení očních. Ve směru frekvenčního kódování MR obrazu využívá systém ke stanovení prostorové pozice informaci o rezonanční frekvenci. Artefakt je způsoben rozdílnou rezonanční frekvencí tuku a vody, díky níž se posune vzájemný obraz tuků a vody. V konečném důsledku dochází k absenci signálu na rozhraní voda-tuk – zobrazí se jen signál vody, přičemž signál tuku je přiřazen blízkému voxelu s nižší rezonanční frekvencí. V obrazu se vytvoří oblasti s nižší a vyšší intenzitou. Řešením je použití technik s potlačením signálu od tuku, nebo zvýšit šířku zaznamenávaného pásma. [14]

## 3.2 Artefakt způsobený změnou susceptibility

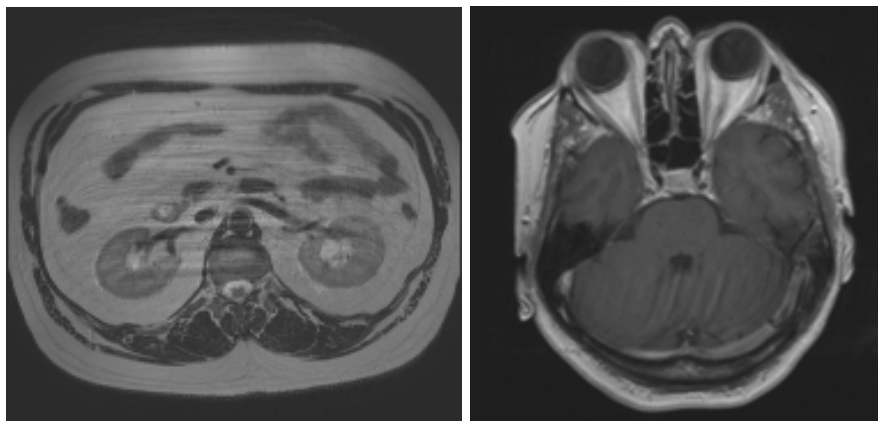
Tento artefakt vzniká jako důsledek nehomogenit magnetického pole, k nimž dochází blízko rozhraní látek s rozdílnou magnetickou susceptibilitou (např. rozhraní tkáň/dutina). Tyto změny způsobují rozfázování spinů v transverzální magnetizaci. Výsledkem jsou světlé a tmavé oblasti s prostorovou distorzí okolních tkání. Kompenzace se provádí pomocí shimmingu.



Obrázek 3.1: Příklad artefaktu způsobeného rozdílnou susceptibilitou tkání. [14]

## 3.3 Fázově-kódovaný pohybový artefakt

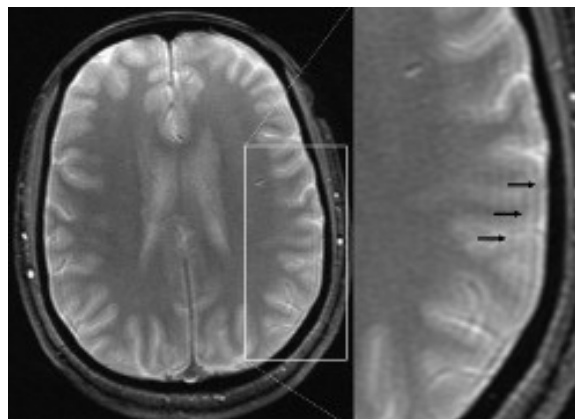
Projevuje se jako světlý šum nebo střídání denzit orientovaných ve směru fázového kódování. Artefakt vzniká pohybem během akvizice dat – tj. pulzací artérií, polykáním, dýcháním, peristaltikou a celkovými pohyby pacienta. Pohybující se objekty získávají nepřesnou pozici ve směru fázového kódování.



Obrázek 3.2: Fázově kódovaný pohybový artefakt. Vlevo je vidět v horizontálním směru, vpravo vertikálně. [14]

### 3.4 Gibbsův artefakt

Gibbsův artefakt se projevuje jako světlé nebo tmavé linie sousedící s ostrým rozhraním intenzity. Artefakt je spojený s omezeným počtem prostorových frekvencí při Fourierově transformaci. Vzniká podvzorkováním vysokých prostorových frekvencí. Je potlačen při vyhlazování obrazu.



Obrázek 3.3: Projev Gibbsova artefaktu. [14]

## 3.5 Modelování podvzorkovaného fyziologického šumu

Typická vzorkovací frekvence fMRI se pohybuje ( $f_s = 1/TR$ ) okolo 0,5 Hz. Šum způsobený srdeční činností se pohybuje v rozmezí 0,6 až 1,5 Hz. Z toho plyne, že je tento šum 2 až 6 krát podvzorkován. Běžný interval srdečních frekvencí je čtyřikrát širší než šířka pásma.

Využitím externího měření dechové křivky a srdeční pulzace <sup>1</sup> je možné přiřadit jejich fázi každému skenu a tak identifikovat fyziologický šum, i když je podvzorkován. Metoda Retroicor modeluje fyziologický šum na základě sinusových a kosinusových bázových funkcí reprezentujících podvzorkované frekvence i jejich harmonické násobky. Metoda vysvětluje změny jejich časových průběhů s využitím jejich fáze získané z referenčního průběhu (kvazi-periodického charakteru).

Šum způsobený dýcháním zahrnuje tři rozdílné části:

- část se projevuje jako rigidní pohyb hlavy, který může být zčásti zahrnut do pohybové korekce
- vznikají nehomogenity magnetického pole jako důsledek pohybů břišních orgánů
- změny vasodilatace a oxygenace závislé na dýchání

U prvních dvou se fáze mění nelineárně s časem, ale rychle narůstá okolo momentu nádechu a výdechu s téměř konstantním průběhem mezi nimi. Oproti tomu se u třetího z nich zvětšuje fáze lineárně s časem uplynulým od posledního nádechu.

Každému řezu je přiřazována fáze dechové a srdeční činnosti  $\phi_c$  a  $\phi_r$ , udávající poměr jednotlivých regresorů. Fáze se určuje z aktuálního srdečního cyklu v momentě akvizice řezu. Stejně tak se určuje i fáze dechové činnosti. Model s pěti harmonickými složkami pro srdeční a třemi pro dechovou činnost vede k 16 regresorům, které jsou popsány rovnicí 3.1 [12]

$$N_p(t_n) = \beta_{p,1}\sin(\phi_c t_n) + \beta_{p,2}\cos(\phi_c t_n) + \dots + \beta_{p,15}\sin(3\phi_r t_n) + \beta_{p,16}\cos(3\phi_r t_n), \quad (3.1)$$

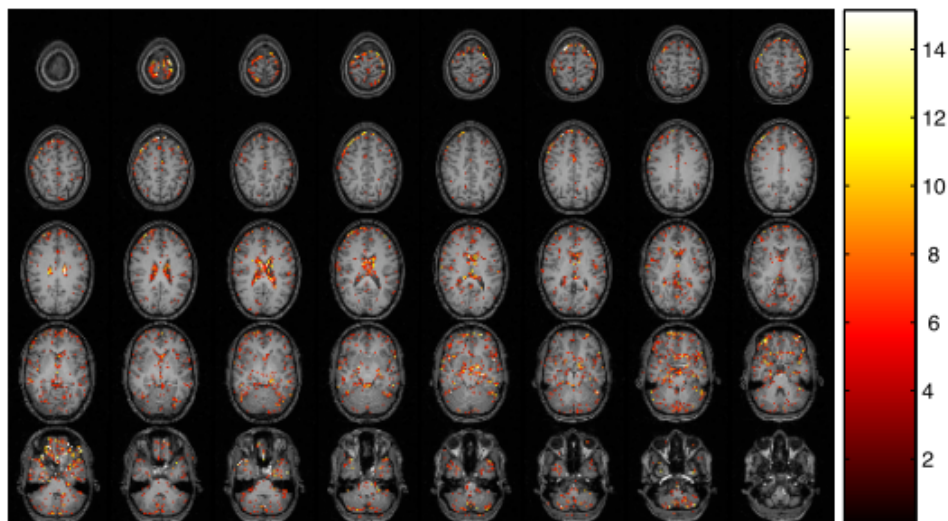
kde  $\beta_{p,1-10}$  jsou koeficienty sinů a kosinů popisujících pět harmonických složek srdečního šumu a  $\beta_{p,11-16}$  jsou koeficienty sinů a kosinů popisující tři harmonické složky dýchacího šumu. Spočítáním F-testu na souboru  $\beta_{p,-}$  hodnot je možné zmapovat oblasti mozku, ve kterých je efekt jednoho nebo více regresorů fyziologického šumu.[12] Pro filtraci je z bázových funkcí a matice kontrastních vah parametrů vypočítán signál, který je pak možné v rámci 1 řezu odečíst od zašuměného signálu.

---

<sup>1</sup>Snímání srdeční aktivity pomocí EKG je vzhledem ke slabé povaze signálu velmi citlivé na jeho poškození šumem. Při zpracování je nutno odstranit gradientní artefakty, které vznikají indukci v proměnném magnetickém poli způsobeném gradientními cívkami. Výhodou je, že časová i frekvenční podoba tohoto rušení je předem dána zobrazovací sekvencí skeneru – má velmi pravidelný periodický průběh. EKG je ergodický signál – z toho plyne možnost korekce subtrahcí průměrného gradientního artefaktu.

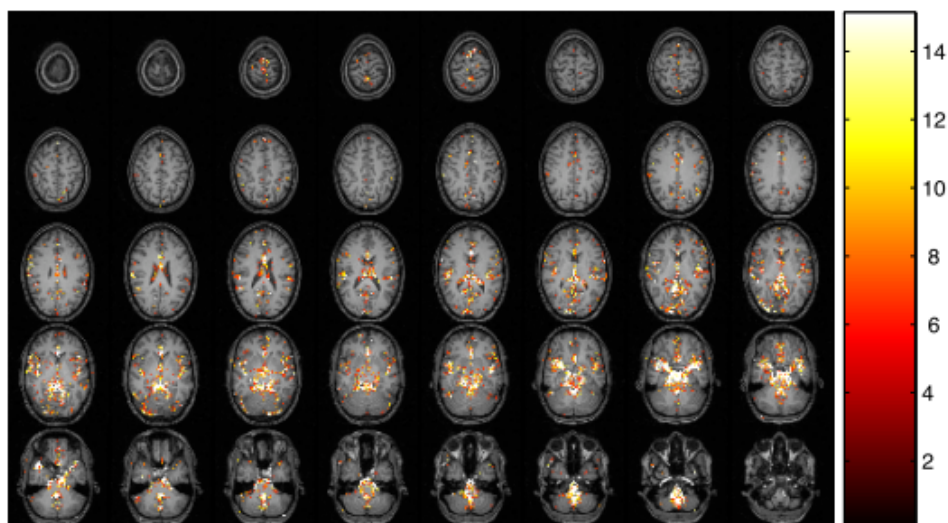
Další filtrace se provádí dolní propustí s mezní frekvencí 40 - 60 Hz. Kvůli adekvátnímu zachycení gradientních artefaktů je vzorkovací frekvence EKG 5 kHz. Pro následnou analýzu se může převzorkovat na nižší frekvenci.

Na následujících obrázcích jsou vidět v jejich barevné vrstvě lokalizační mapy hodnot F-testu jednotlivých voxelů ( $p=0,05$ , korekce FDR), ve kterých se významně projevuje efekt lineární kombinace regresorů popisujících dechové oscilace a srdeční činnost. Prostorové rozložení šumu způsobeného dýcháním je vidět na obr. 3.4 – největší zastoupení je na okrajích mozku, zejména pak v blízkosti velkých cév nebo v oblasti komor.



Obrázek 3.4: Šum způsobený dýcháním.[12]

Na obr. 3.5 je lokalizační mapa šumu pro srdeční činnost. Zde je největší zastoupení šumu v oblasti velkých cév a Willisova okruhu.



Obrázek 3.5: Šum způsobený srdeční činností. [12]

# Kapitola 4

## Zpracování naměřených dat

fMRI dataset může být brán jako soubor objemů nasnímaných vzorkovací frekvencí  $1/TR$ , nebo jako množství 1D křivek určujících časový průběh signálu v daném voxelu. Cílem analýzy je identifikace voxelů ve kterých je zájmový signál signifikantně vyšší než hladina šumu. [9]

### 4.1 Předzpracování

Obecným účelem předzpracování je připravit surová data pro další analýzu – jde o odstranění nežádoucích vlivů, které ovlivňují data během jejich snímání a mohly by posléze další zpracování stížit, nebo zcela znemožnit. U fMRI je to série úkonů, bez kterých se statistické zpracování neobejde.

Prvním krokem je prostorová transformace - pohybová korekce. Následuje slice-timing korekce (úprava akvizice dat jednotlivých řezů na stejný čas vzniku). Volitelným krokem je prostorová normalizace. Další prováděnou úpravou je prostorové vyhlazení a posledním krokem bývá filtrace nízkých a vysokých frekvencí. [6]

#### 4.1.1 Pohybová korekce

Pohyby hlavy během experimentu jsou jedním z největších zdrojů artefaktů ve fMRI datech. Změny intenzity ve voxelích ležících na okrajích mozku způsobené i nepatrným pohybem mohou být větší než BOLD signál. Je tedy nutné provést korekci, protože se těmito pohyby nedá úplně zabránit. Pro korekci je brán první řez jako referenční, ke kterému se pomocí translací a rotací zarovnávají další. Rozhodovacím pravidlem je suma směrodatných odchylek mezi voxely v srovnávacím a následujícím řezem. [3]

#### 4.1.2 Korekce rozdílných akvizičních časů jednotlivých řezů

Nasnímání celého skenu trvá podle použitého TR od stovek ms do jednotek s. Jednotlivé řezy tudíž nejsou nasnímany ve stejnou dobu a projevy cyklických změn se tudíž liší fází, ve které je akvizice daného řezu zastihla. Nejčastěji užívané řešení je korekce pomocí časové

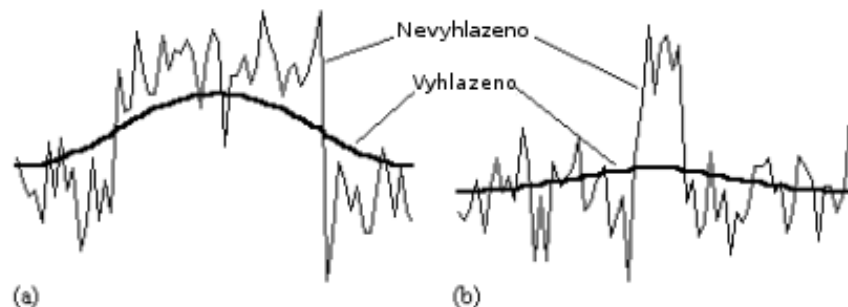
interpolace časových průběhů vzhledem k jednomu referenčnímu momentu mezi skeny. [15] Pokud provádíme ve zpracování korekci tepových artefaktů, je nutné ji provést před tímto krokem.

### 4.1.3 Prostorová normalizace

Aby bylo možné srovnávat výsledky mezi subjekty a vyvozovat všeobecné závěry, je nutné vztáhnout naměřené data k "univerzálnímu mozku" (například MNI – Montreal Neurological Institute – zde byl vytvořen "standardní" mozek vytvořený zprůměrováním asi 200 mozků lidí rozličného pohlaví i věku [13]) tj. transformovat je do standardního prostoru. Transformace se provádí pomocí translací, rotací, zoomu, zkosení - lineárních transformací i nelineárních transformací - deformací pomocí kosinových funkcí. [11]

### 4.1.4 Prostorové vyhlazení

Vyhlazení se provádí pomocí Gaussova filtru, který je proveden konvolucí 3D matice dat s 3D maticí filtračního jádra. Projevuje se váhovaným průměrováním vzájemně blízkých voxelů. Rozsah tohoto působení je dán šířkou křivky v polovině maxima (FWHM - full width at half maximum) vyjádřenou v mm. fMRI data jsou typická funkčními podobnostmi v přilehlých oblastech mozku a také rozmazáním díky cévnímu systému. Využitím vhodného filtru je možné významně zvýšit poměr S/N s jen minimální ztrátou prostorového rozlišení, i když to se zhoršuje vždy. Druhým vítaným efektem je částečná normalizace dat – ty pak více odpovídají normálnímu rozdělení, která dává větší validitu další statistické analýze. Nesprávné nastavení FWHM vzhledem k rozsahu aktivace však může vést k zahlazování malých aktivací o velikosti jednotlivých voxelů, situace (b) na obr. 4.1. Typická šířka používaných filtrů se pohybuje od 6 do 10 mm FWHM. [7]

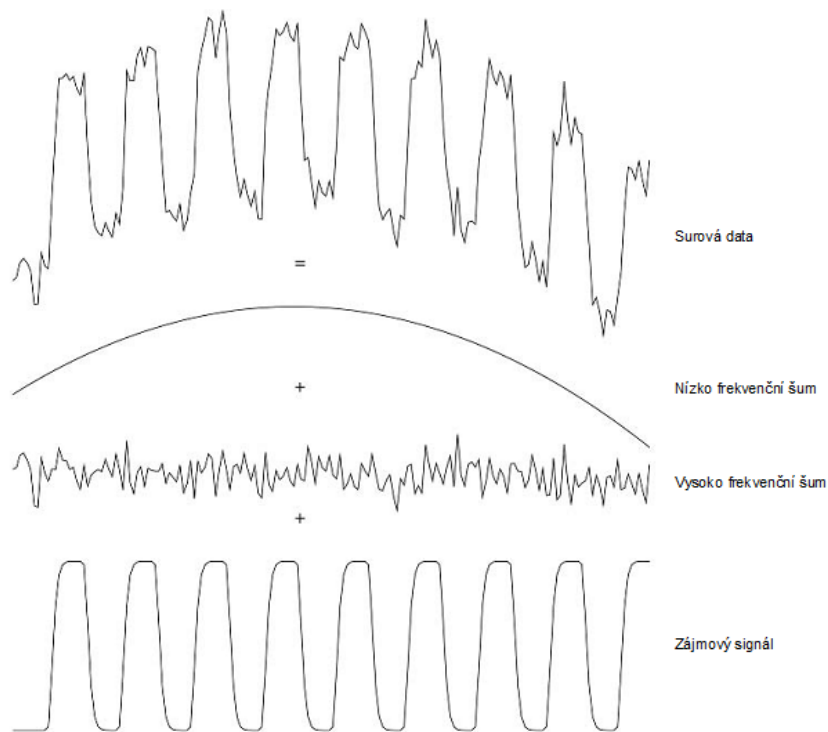


Obrázek 4.1: Projev filtru se stejnou FWHM na velkou (a) a malou aktivovanou oblast. [3]

### 4.1.5 Časová filtrace

Využití filtrů v časové oblasti – tj. pracuje s každým voxel samostatně – používá jeho časový vývoj – dokáže podstatně zvýšit poměr S/N. Ne všechny snímané frekvence jsou totiž

užitečné a potřebné pro následnou analýzu a tak se můžeme některých zbavit bez poškození zájmového signálu. Běžně se filtrují dvě složky - odstranění driftu a malých frekvencí horní propustí a eliminace vysokofrekvenčních složek dolní propustí. Vždy se však musí zvážit vhodnost filtrace ve srovnání s fyziologickým šumem, který roztažen přes celou šířku pásma díky aliasingu. A také frekvencí hledaných stimulů.



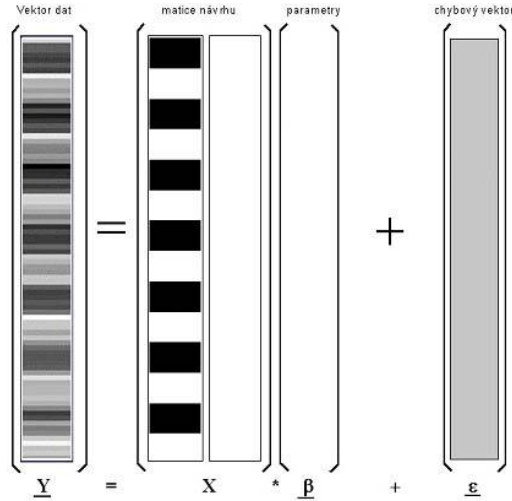
Obrázek 4.2: Příklad nefiltrovaného časového průběhu aktivovaného voxelu a jeho rozklad do složek. [9]

## 4.2 Obecný lineární model

Obecný lineární model (GLM) je nejpoužívanější statistický přístup k tvorbě aktivačních map. Jeho základem je znalost modelů (regresorů), které poté hledáme v datech minimalizací zbytkové variability  $\epsilon$ . Jedním z nich je odhadovaný průběh hemodynamické odezvy. V maticovém tvaru má GLM tvar zapsaný rovnicí 4.1 [11]

$$\mathbf{Y} = \mathbf{X}\boldsymbol{\beta} + \boldsymbol{\epsilon}, \quad (4.1)$$

kde  $\mathbf{Y}$  je časový průběh vývoje intenzity ve voxelu s délkou  $n$  vzorků.  $\mathbf{X}$  je matice návrhu – která specifikuje hodnocený lineární model a je vytvořena experimentátorem – se skládá



Obrázek 4.3: Grafická reprezentace GLM. [6]

z  $M$  regresorů s délkou  $n$  každého z nich. Pro jednodušší náhled se zobrazuje graficky. GLM se aplikuje jednotlivě voxel po voxelu a výpočet se opakuje.

Matice parametrů  $\beta$  se skládá z  $M$  vah parametrů určujících zastoupení jednotlivých regresorů v modelovaném signálu. Posledním prvkem je chybová matice vyjadřující zbytkovou chybu. Matice parametrů  $\beta$  se odhaduje ze vztahu 4.2 [11]

$$\beta = (\mathbf{X}^T \mathbf{X})^{-1} \mathbf{X}^T \mathbf{Y}, \quad (4.2)$$

Cílem výpočtu je odhadnout matici kontrastních vah parametrů  $\beta$  tak, aby byl součet čtverců odchylek  $\varepsilon$  co nejmenší. Dále testujeme nulovou hypotézu:  $H_0 : \mathbf{c}^T \beta = 0$ , kde  $\mathbf{c}$  je matice kontrastů a  $\beta$  matice kontrastních vah parametrů. Alternativní hypotéza má tvar  $H_1 : \mathbf{c}^T \beta > 0$

Statistickou parametrickou mapu získáme statistickým testováním hypotézy například pomocí t-testu daného vztahem 4.3. [6]

$$t = \frac{(\mathbf{c}^T \beta)}{SE(\mathbf{c}^T \beta)} = \frac{(\mathbf{c}^T \beta)}{\sqrt{\sigma_R^2 \mathbf{c}^T (\mathbf{X}^T \mathbf{X})^{-1} \mathbf{c}}}, \quad (4.3)$$

ke  $\sigma_R^2$  je rozptyl matice  $\varepsilon$ . Aktivitu jednotlivého voxelu pak určuje zamítnutí nebo přijetí nulové hypotézy na hladině významnosti  $\alpha$  (nejčastěji se používá 0,05). I při této hladině významnosti je problémem mnohonásobné testování. Při počtu 100 000 testovaných voxelů bude 5000 tisíc z nich falešně pozitivních. Zavádí se tedy korekce na toto mnohonásobné testování FWE (Family Wise Error), kde se kontroluje pravděpodobnost výskytu falešně pozitivního výsledku v celém souboru testovaných voxelů, nebo FDR (False Discovery Rate) korekci, při které kontrolujeme poměrné množství falešně pozitivních výsledků. [6]

# Kapitola 5

## Praktická část

V praktické části je provedeno porovnání dvou metod vyhledávajících prostorové zastoupení fyziologického šumu ve fMRI datech.

První z nich je základní – co možná nejjednodušší možný přístup k tvorbě lokalizačních map (přímé využití podvzorkovaného signálu jako regresoru v GLM s jeho následným analytickým řešením).

Druhá je mnohem složitější – využívající metodu Retroicor pro modelování a zpětnou restauraci průběhu podvzorkovaného signálu (teoretický popis metody je v části 3.5). Cílem je ukázat do jaké míry jsou metody ekvivalentní a jak kvalitní výsledky je možné jejich prostřednictvím dostat.

### 5.1 Použitá data

Data byla poskytnuta neurovědním týmem z fakultní nemocnice u sv. Anny. Snímání probíhalo na dobrovolnicích účastnících se studie. Jde o resting state data<sup>1</sup> s TR = 3 s. Rozlišení  $64 \times 64$  pixelů na jeden řez (celkově 32 řezů) s 300 vzorky v časové ose (tj. doba celého snímání 900 s). Pomocné signály tvoří záznam EKG a měření zrychlení z akcelerometru připevněného na hrudník dobrovolníka (oboje se vzorkovací frekvencí 250 Hz).

#### 5.1.1 SPM8

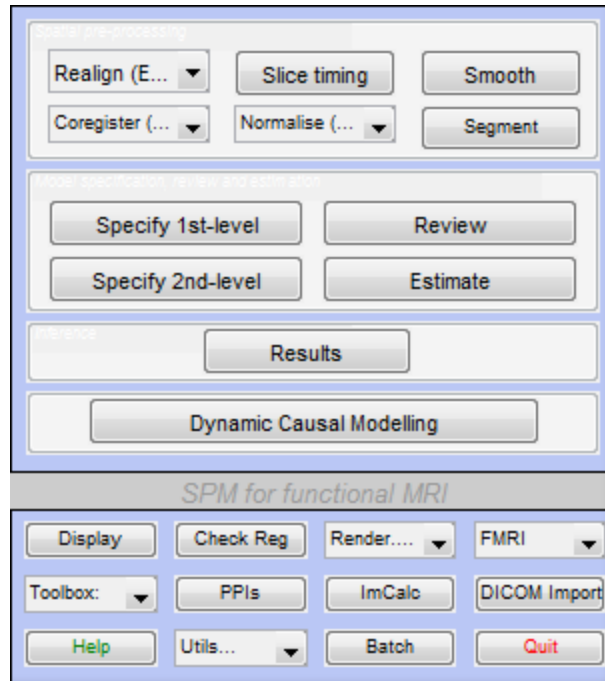
Před další analýzou bylo potřeba naměřená data předzpracovat. K tomu byl použit toolbox SPM8 (Statistical Parametric Mapping, číslovka 8 se váže k verzi z dubna roku 2009) běžící pod programovým prostředím MATLAB R2010b. [1]

Toolbox SPM8 umožňuje zpracování dat z vícero modalit: fMRI, EEG, MEG, PET, SPECT. Základní menu sekce pro fMRI je na obr. 5.1. To je rozděleno na tři základní části: *Spatial pre-processing*, *Model specification, review and estimation* a *Inference*. V praktické části byla využita jen první část určená pro předzpracování dat. Ta obsahuje položky pro zarovnání (Realign), koregistraci s anatomickými snímky (Coregister), korekci rozdílných

---

<sup>1</sup>Resting state data – klidová data bez stimulace.

akvizčních časů jednotlivých řezů (Slice timing), prostorovou normalizaci (Normalise), prostorové vyhlazení (Smooth) a segmentaci (Segment).



Obrázek 5.1: Základní menu toolboxu SPM8

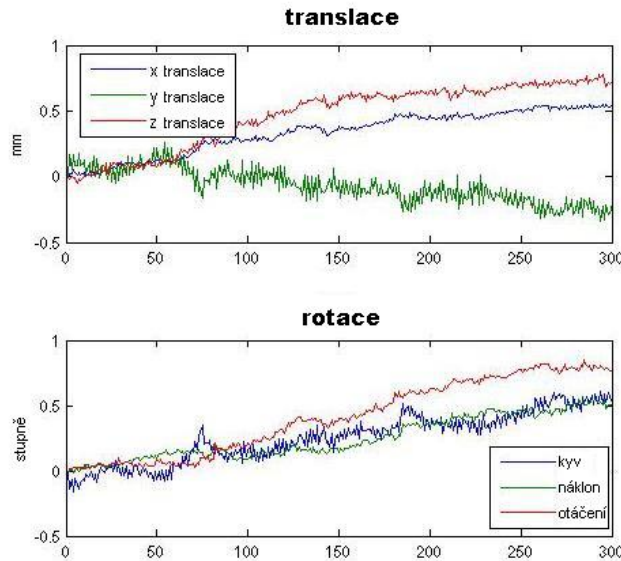
Jako vstupní formáty podporuje toolbox buďto Analyze (\*.hdr a \*.img) nebo NIfTI (\*.nii). Při ukládání výsledků se využívají charakteristické datové formáty např. (xxxx představuje pořadí skenu v čase, název souboru *yyyy.img*):

- *s\_yyyy\_xxxx.img* – strukturální obraz
- *ryyyy\_xxxx.img* – po proběhlém zarovnání
- *rp\_yyyy\_xxxx.txt* – charakteristiky průběhu zarovnání
- *meanyyyy\_xxxx.img* – střední obraz sloužící pro následnou koregistraci
- *c1syxxx\_xxxx.img* – první segment určený při segmentaci
- *syxxx\_xxxx\_seg\_sn.mat* – parametry pro normalizaci vypočítané během segmentace
- *syxxx\_xxxx\_seg\_inv\_sn.mat* – inverzní parametry pro normalizaci vypočítané během segmentace
- *wryyyy\_xxxx.img* – označení dat po zarovnání a normalizaci

Díky této jejich diferenciaci je usnadněna zpětná identifikace souborů, které patří k určité části zpracování a je též usnadněn jejich výběr pro další využití. Samotné statistické zpracování je rozděleno do dvou stupňů. V prvním to je analýza na úrovni subjektu (Specify 1st-level), druhý zahrnuje nástroje k analýze na skupinové úrovni (Specify 2nd-level). [1]

### 5.1.2 Provedené předzpracování

Použitá data prošla pohybovou korekcí a prostorovým vyhlazením s FWHM 5 mm podle postupů v SPM8 Manual [1]. Prostorovou normalizaci nebylo nutné provádět vzhledem k využití dat jen od jednoho subjektu.



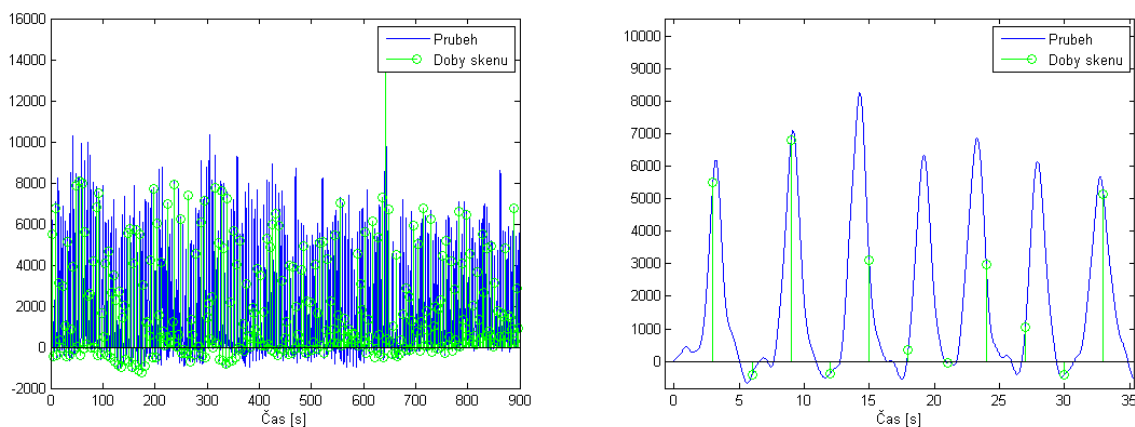
Obrázek 5.2: Průběh translací a rotací provedených programem SPM8.

Na obr. 5.2 jsou vidět výsledné průběhy pohybové korekce (první krok předzpracování dat) - jak se s narůstajícím časem zvětšovaly zásahy do původních dat. Největší posun byl v ose Z a to o 0,7 mm. Nejmenší posun byl nutný v ose y a to o asi -0,3 mm. Všechny rotace si byly podobné se stejným – narůstajícím trendem.

## 5.2 Základní analytická metoda

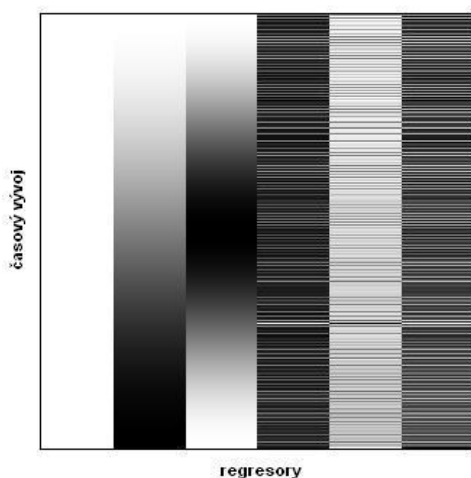
Načítání dat je u obou způsobů zpracování stejné – načtení potřebných signálů (EKG, akcelerometr) a jejich výběr ze souboru, ve kterém se nacházejí i EEG data – s těmi se však dále nepracuje. Následuje načtení 4D matice dat funkčních snímků, které je realizováno s pomocí funkcí z SPM8: `smp_vol` a `spm_read_vols`.

Při tvorbě matice návrhu je modelována stejnosměrná složka a nízkofrekvenční drift (využití funkce `spm_dctmtx`). K těmto prvním třem regresorům se poté přidávají podvzorko-



Obrázek 5.3: Časový průběh signálu z X osy akcelerometru s vyznačenými skeny

vané průběhy fyziologických signálů reprezentující jejich vliv na časový vývoj hodnot v rámci jednoho voxelu přes celou dobu snímání.



Obrázek 5.4: Matice návrhu obsahující zleva: stejnosměrnou složku,  $2 \times$  nízkofrekvenční drift, osa X signálu z akcelerometru, osa Y signálu z akcelerometru a osa Z signálu z akcelerometru.

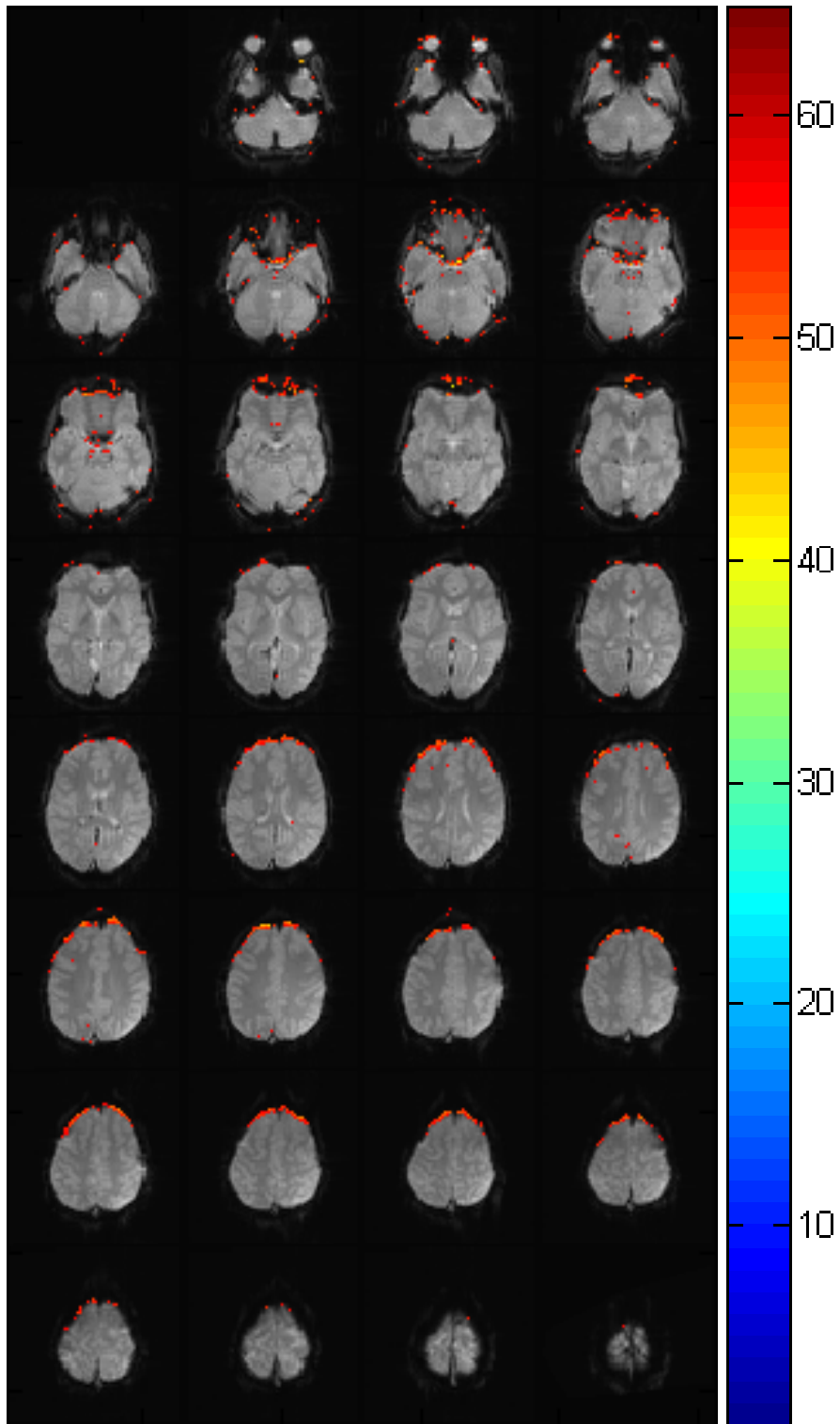
Frekvence dýchání je přibližně 0,2 Hz (odečteno z obr. 5.3), což nesplňuje Nyquistův limit vzhledem ke vzorkovací frekvenci  $1/TR$  tj. 0,33 Hz (potřebná fvz je alespoň 0,4 Hz). Regresory jsou tvořeny aktuálními hodnotami v době akvizice jednotlivých řezů.

Samotný výpočet lokalizační mapy je tvořen přímo maticovým zápisem uvedeným v části 4.2 a následným porovnáním s kritickou p-hodnotou na prahu 0,001 nekorigovanou. Podvzorkovat EKG není možné, bylo by nutné využít data z oxymetru. Proto je touto metodou stanoven jen vliv dýchacích pohybů. Jejich analýza (5.5) dává poměrně dobré výsledky v ob-

lasti ve frontální povrchové oblasti mozku a v menší míře i v oblastech komor.

Porovnání časových průběhů zrychlení v jednotlivých osách akcelerometru je na obrázku 6.1 v příloze. Výsledky s využitím dat X a Z osy akcelerometru jsou velmi podobné (ve prospěch signálu ze Z osy), oproti tomu Y osa je nepoužitelná.

Celkově soudím tento způsob jako nedostatečný a je nutné využít komplikovanější metody pro dosažení kvalitních výstupů.

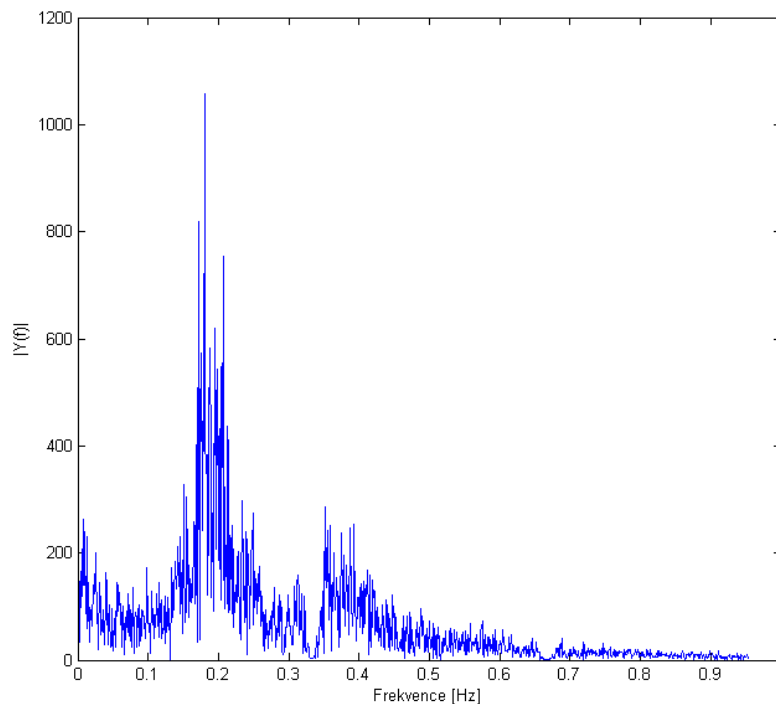


Obrázek 5.5: Projevy dýchacích pohybů. Barevná vrstva ukazuje hodnoty t-testu ( $p=0,001$ , nekorigováno), ve kterých se signifikantně projevuje regresor popisující podvzorkovaný signál z osy Z akcelerometru. Přímý přístup.

## 5.3 Provedení metody Retroicor

### 5.3.1 Příprava dat

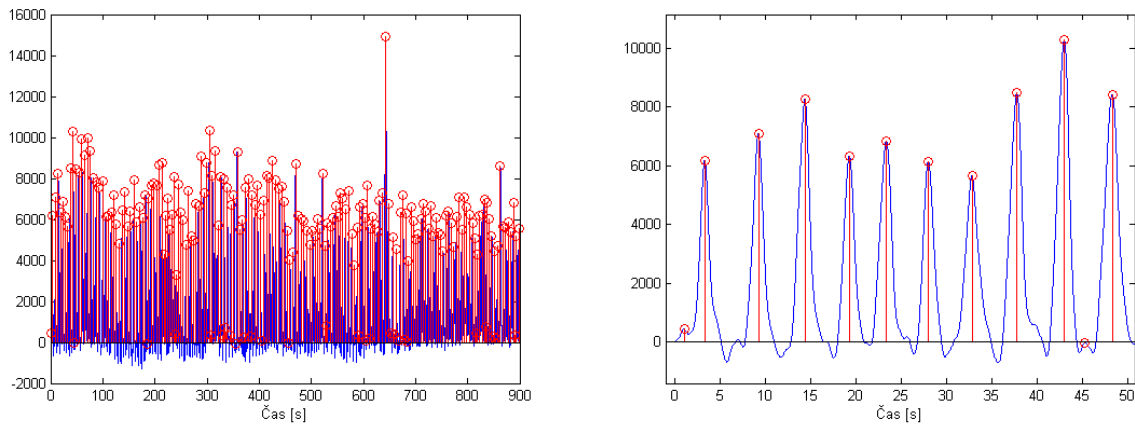
Signály z akcelerometrů jsou vyfiltrovány pásmovou propustí od 0,1 do 0,7 Hz. Rozsah je empiricky zvolen na základě typické dechové frekvence 0,2 - 0,3 Hz vzhledem k zachycení druhé harmonické frekvence. Využit je FIR filtr s délkou impulsní charakteristiky 25 (stanoveno empiricky s ohledem na kompromis mezi spožděním a strmostí okna). Dále následuje odečtení střední hodnoty signálu od něho samotného. Výsledné spektrum je vidět na obr. 5.6 (spektrum zbylých os Y a Z je velmi podobné a proto zde není uvedeno).



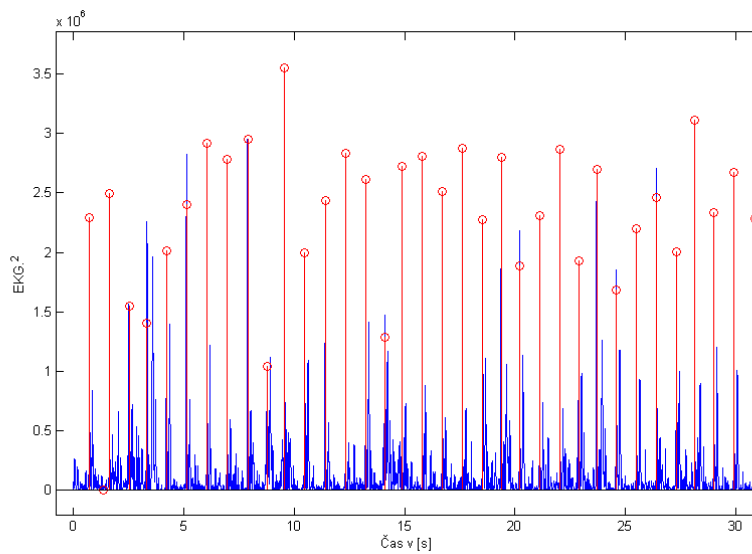
Obrázek 5.6: Spektrum signálu X osy akcelerometru

Ve spektru jsou dva výrazné píky. První na frekvenci 0,2 Hz – tj. projev dýchacích pohybů. Druhý na frekvenci 0,4 Hz je druhou harmonickou frekvencí.

Dalším krokem je detekce píků ve vyfiltrovaných signálech (obr. 5.7, průběhy ze zbylých dvou os jsou v přílohách: 6.4 6.5), jejichž pozice je dále předána jako vstup pro samotnou funkci Retroicor. Dalším vstupem jsou pozice detekovaných R-vlny v průběhu EKG signálu - obr. 5.8.



Obrázek 5.7: Detekované píky v průběhu signálu z X osy akcelerometru. Detekované subpíky nemají na konečné výsledky vliv.

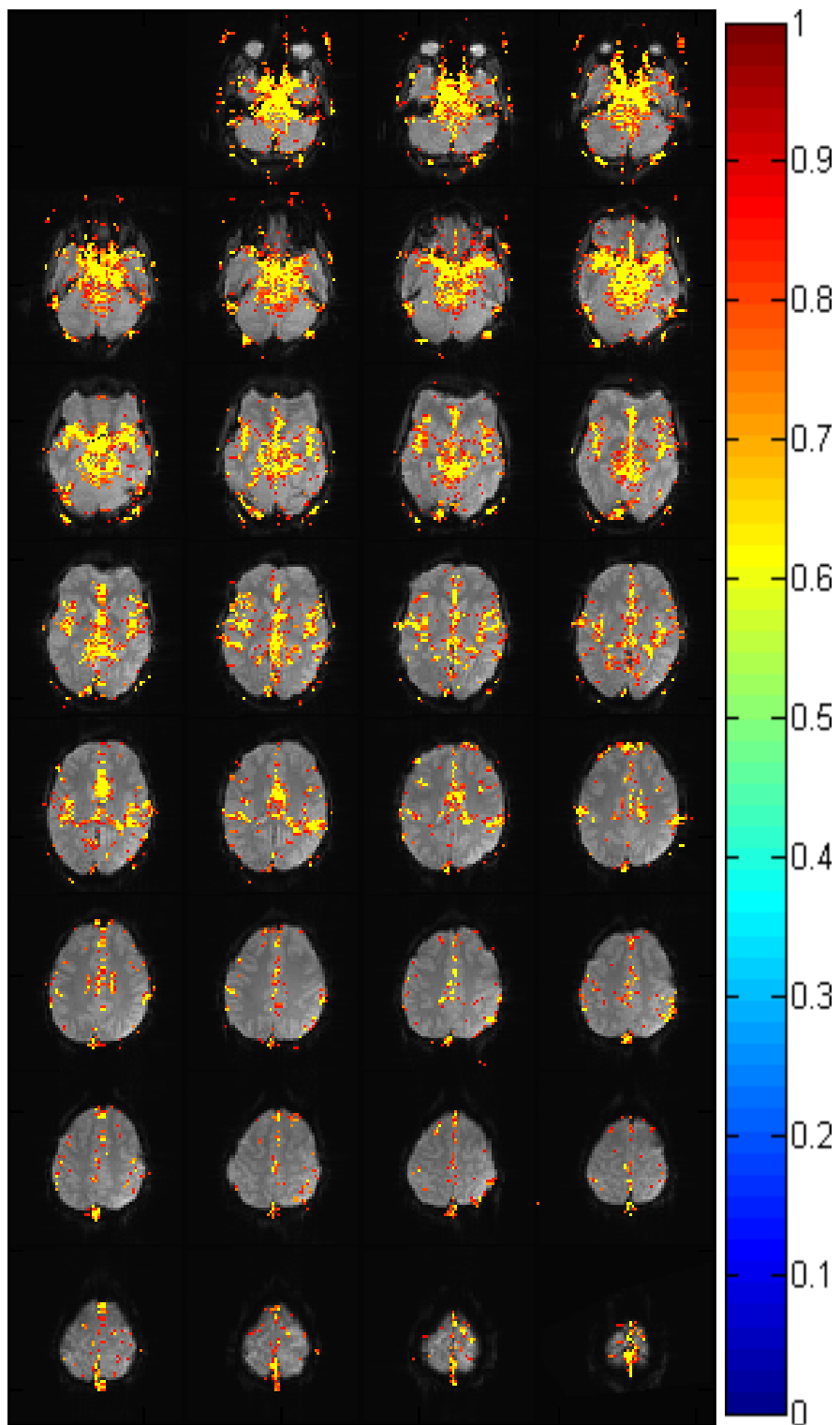


Obrázek 5.8: Detekované R-vlny v průběhu EKG signálu. Obrázek ukazuje, že detekce nebyla vždy úplně přesná. EKG signál je pro snazší ukázkou umocněn na druhou.

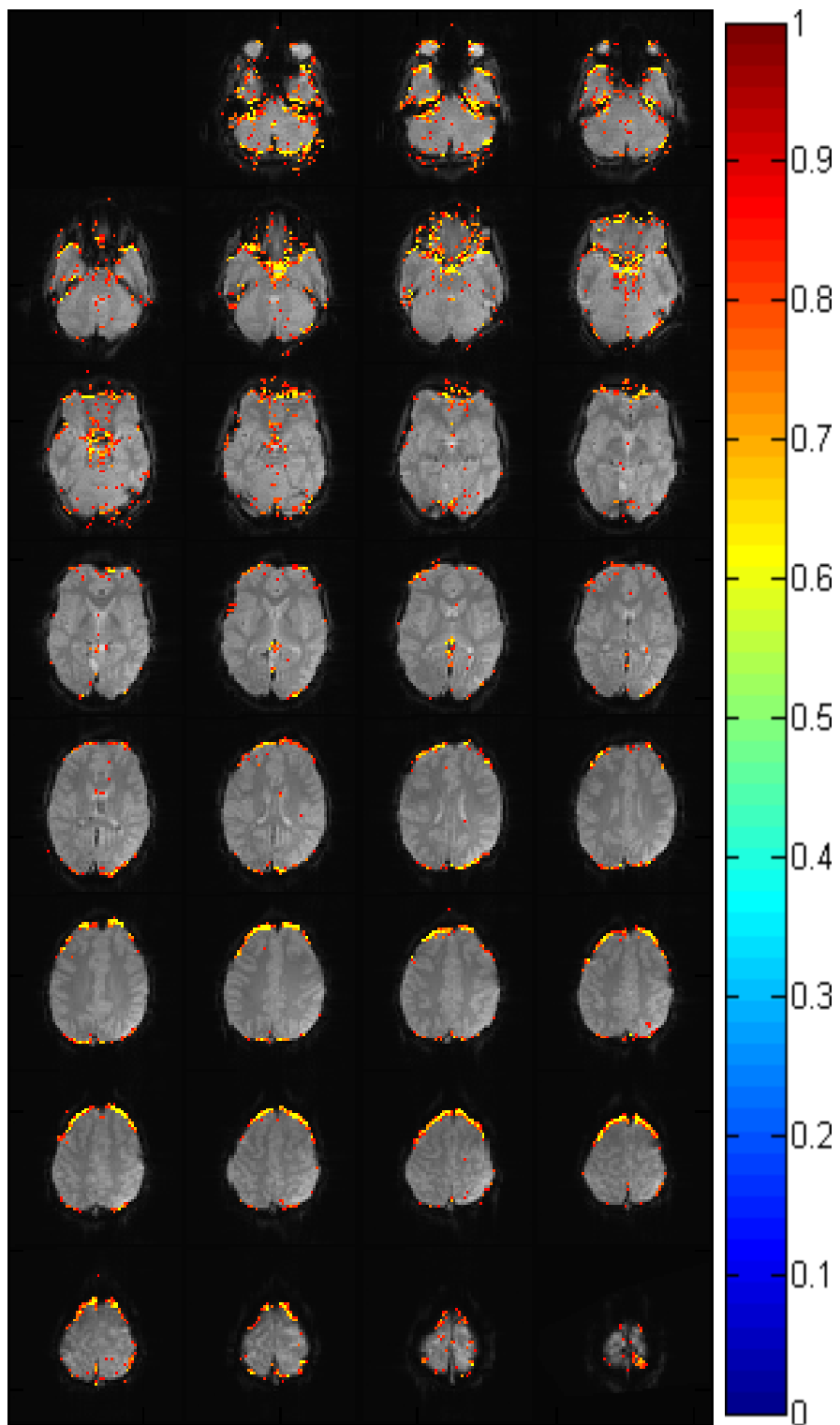
### 5.3.2 Výsledky

Oblasti ve kterých jsou touto metodou stanoveny voxely s významným uplatněním modelovaných signálů již odpovídají očekávání. Pro srdeční činnost (obr. 5.9) to je oblast Willisova okruhu a velkých cév probíhajících mezi mozkovými hemisférami. Dýchání (obr. 5.10) se projevuje nejmarkantněji na povrchu mozku a to hlavně ve frontální části, další aktivní oblasti jsou v okolí velkých cév (porovnání s využitím časových průběhů ze všech os akcelerometru je na obr. 6.3).

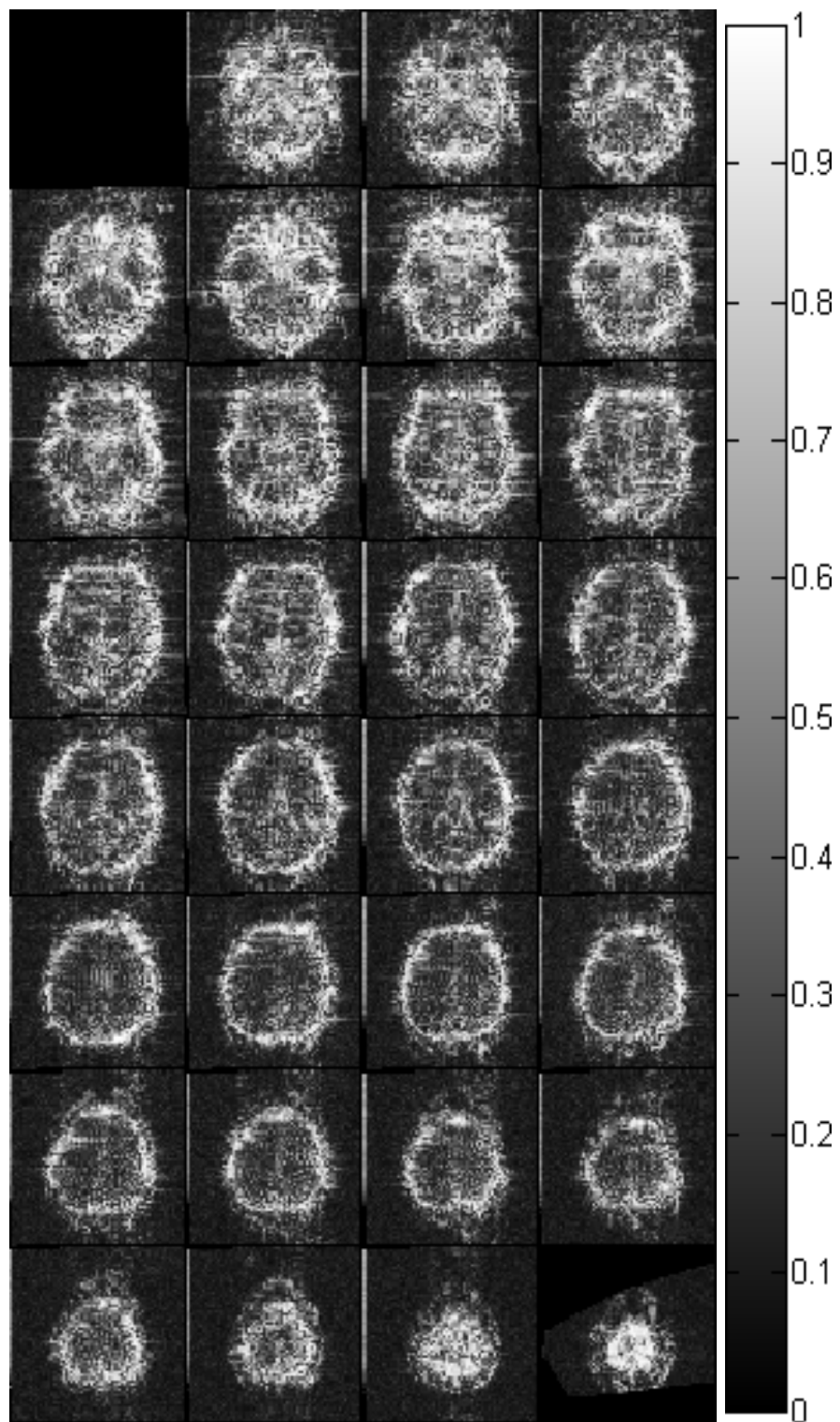
Procentuální zastoupení fyziologického šumu lze vypočítat jako poměr rozptylu lineární kombinace regresorů (zde se využijí odhadnuté váhy pro jednotlivé voxely) a rozptylu "raw" signálu v daném voxelu. Výsledek je znázorněn graficky na obr. 5.11. Maximální poměr je  $0,9991 = 99,91 \%$  – téměř celý měřený signál je v tomto místě dán fyziologickým šumem a nemá tedy žádnou jinou vypovídající hodnotu. Minimální nalezená hodnota je  $0,0309 = 3,09 \%$ , což poukazuje na velmi malý vliv.



Obrázek 5.9: Projevy srdeční činnosti. Barevná vrstva ukazuje hodnoty F-testu voxelů ( $p = 10^{-6}$ ), ve kterých se významně projevuje efekt lineární kombinace regresorů popisujících srdeční činnost. Retroicor.



Obrázek 5.10: Projevy dýchacích pohybů. Barevná vrstva ukazuje hodnoty F-testu voxelů ( $p = 10^{-6}$ ), ve kterých se signifikantně projevuje efekt lineární kombinace regresorů popisujících dechové oscilace. Retroicor.



Obrázek 5.11: Lokalizační mapa zastoupení fyziologického šumu v datech. V některých vo-  
xelech je téměř všechen signál tvořen tímto šumem.

# Kapitola 6

## Závěr

Práce je rozdělena do dvou základních bloků – teoretické a praktické. Ve svých úvodních kapitolách se věnuje rešerši tématu s nástinem hlavních teoretických prvků z oblasti fMRI: měření BOLD signálu, předzpracování dat a problematiky s ním spojené, druhů artefaktů a šumu zatěžujícího měření, modelování podvzorkovaného fyziologického šumu i konečného vyhodnocení naměřených dat – obecného lineárního modelu a tvorby statistických parametrických map pomocí statistických testů. Praktické předzpracování potřebných dat proběhlo v toolboxu SPM8. Nutné byly však jen bloky pohybové korekce a prostorového vyhlazení Gaussovským filtrem.

Jádrem práce je vytvoření struktury skriptů, jejichž výstupem jsou mapy zastoupení a charakteru fyziologického šumu ve fMRI datech. To je provedeno dvěma metodami, lišícími se v již v základních charakteristikách. Účelem tvorby dvou různých metod je porovnání jejich kvality a schopnosti dávat relevantní výsledky. Ty ale ukazují, že prakticky využitelná je z těchto dvou jen metoda Retroicor, která dává očekávané výsledky popisované v literatuře. Proto je nutné ji využít i přes její o poznání větší složitost.

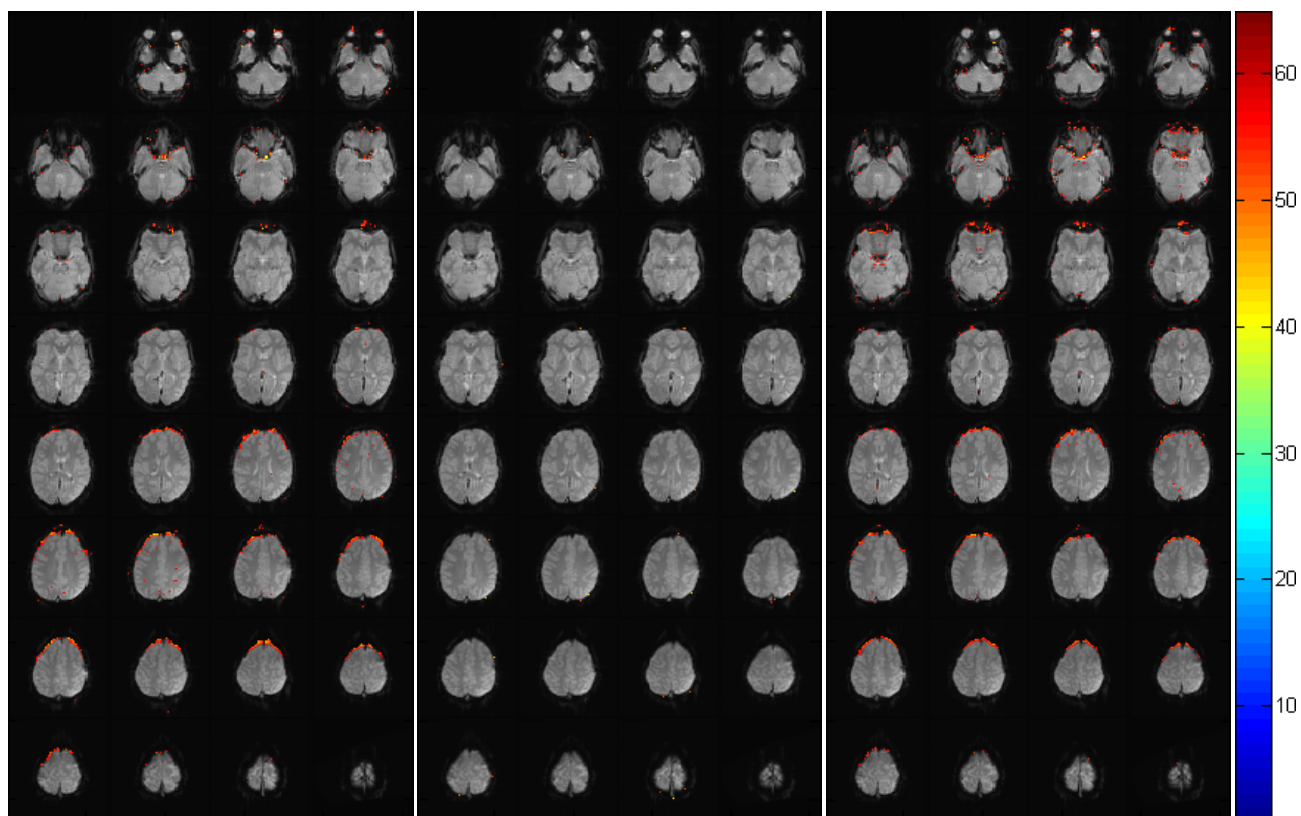
Zajímavým zjištěním je, že existují voxely, ve kterých je téměř všechn signál tvořen šumem s absencí zájmového signálu. Dokresluje to nutnost uvážlivého využití statistických metod pro dolování užitečných informací překrytých šumem. Proto je nutné znát lokalizaci těchto oblastí a při zpracování dalších dat s nimi počítat a pomocí znalosti vytvořených regresorů a jejich vah tento parazitní signál odečíst a tím si data od těchto nežádoucích vlivů očistit.

# Literatura

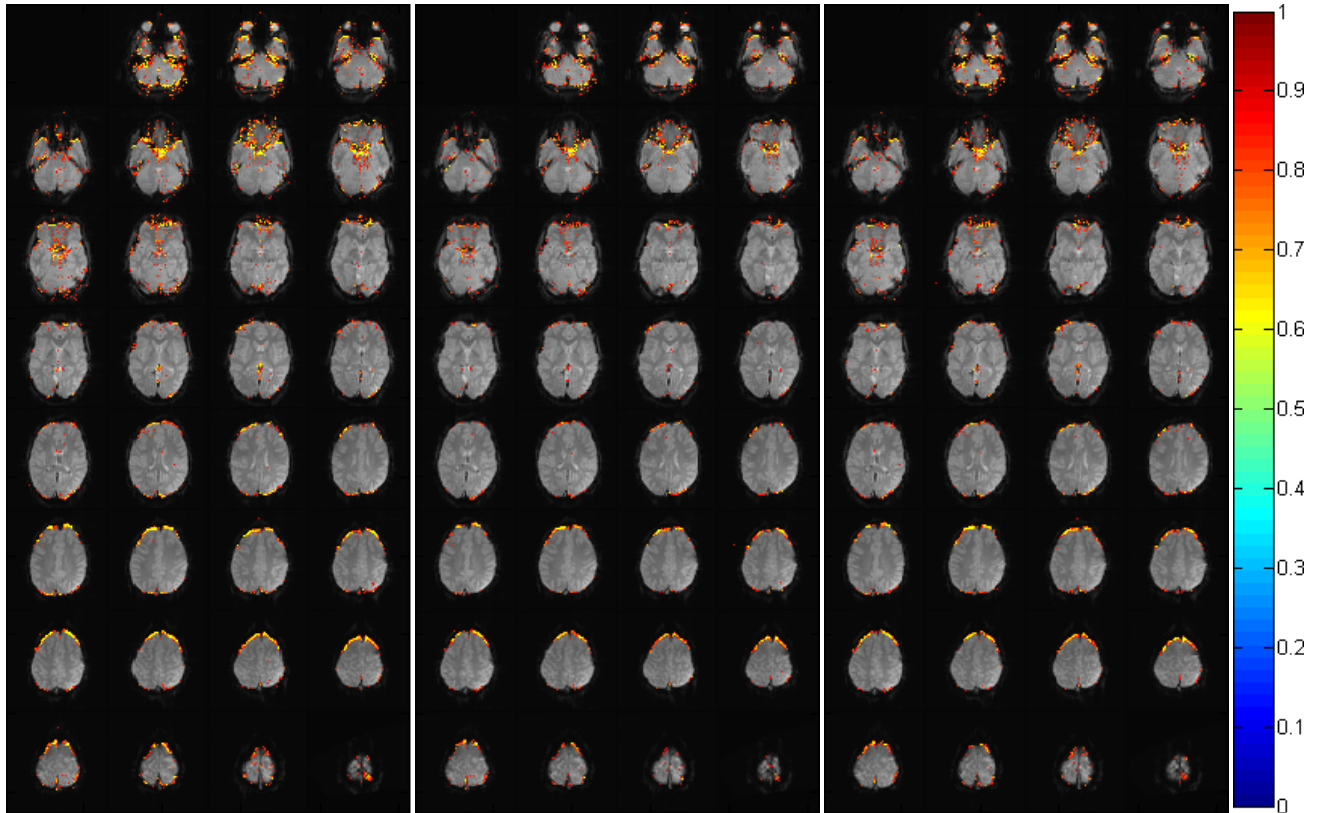
- [1] Ashburner, J., et al.: *SPM8 Manual* [online].  
Dostupné na [http : //www.fil.ion.ucl.ac.uk/spm/doc/manual.pdf](http://www.fil.ion.ucl.ac.uk/spm/doc/manual.pdf). [cit. 2012-12-7].
- [2] Buxton, R., B.: *Introduction to Functional Magnetic Resonance Imaging: Principles and Techniques* 2nd ed., Cambridge University Press, New York 2009, ISBN 978-0-521-89995-6.
- [3] Clare, S: *Functional MRI: Methods and Applications (phd thesis)*, University of Nottingham, Nottingham 1997.
- [4] Drastich, A: *Tomografické zobrazovací systémy*, Vysoké učení technické v Brně, Brno 2004.
- [5] Drastich, A: *Zobrazovací systémy v lékařství*, Vysoké učení technické v Brně, Brno 1990.
- [6] *fMRI BRNO*, [online], [cit. 7.12.2012], (poslední aktualizace 11. 1. 2008)  
Dostupné na [http : //fmri.mchmi.com/main\\_index.php](http://fmri.mchmi.com/main_index.php)
- [7] Huettel, S. A., Song, A. W.: *Functional Magnetic Resonance Imaging*, 2nd ed., Sinauer Associates, Sunderland 2009, ISBN 978-0-87893-286-3.
- [8] Chlebus, P: *Funkční magnetická rezonance - úvod do problematiky*, Neurologická praxe, 2005, ročník 6, strana 140-145
- [9] Jezzard, P., Matthews, P. M., Smith, S. M.: *Functional MRI: An Introduction to Methods*, Oxford University Press, Oxford 2001, ISBN 0-19-263071-7.
- [10] Keeler, J: *Understanding NMR Spectroscopy*, University of Cambridge, Cambridge 2002.
- [11] Lazar, N. A. *The Statistical Analysis of Functional MRI Data.*, Springer, New York, 2008. ISBN 978-0-387-78190-7.
- [12] Lund, T. E., Madsen, K. H., Sidaros, K.: *Non-White Noise in fMRI: Does modelling have an impact?*, 2005
- [13] Ridgway, G.: *SPM Course*, [online], [cit. 15.4.2013], (poslední aktualizace 21. 5. 2013)  
Dostupné na [http : //www.fil.ion.ucl.ac.uk/spm/course](http://www.fil.ion.ucl.ac.uk/spm/course)

- [14] Rusnák, M.: *Magnetic Resonance Imaging portal*, [online], [cit. 9.12.2012], (poslední aktualizace 27. 10. 2008)  
Dostupné na [http : //www.mri – portal.com/princip\\_mr/mrarte\\_fakty.php](http://www.mri-portal.com/princip_mr/mrarte_fakty.php)
- [15] Sladky, R., et al.: *Slice-timing effects and their correction in functional MRI*, *Neuroimage*, Sep 15 2011, vol. 58, no. 2, p. 588-594. ISSN 1095-9572 (Electronicky).

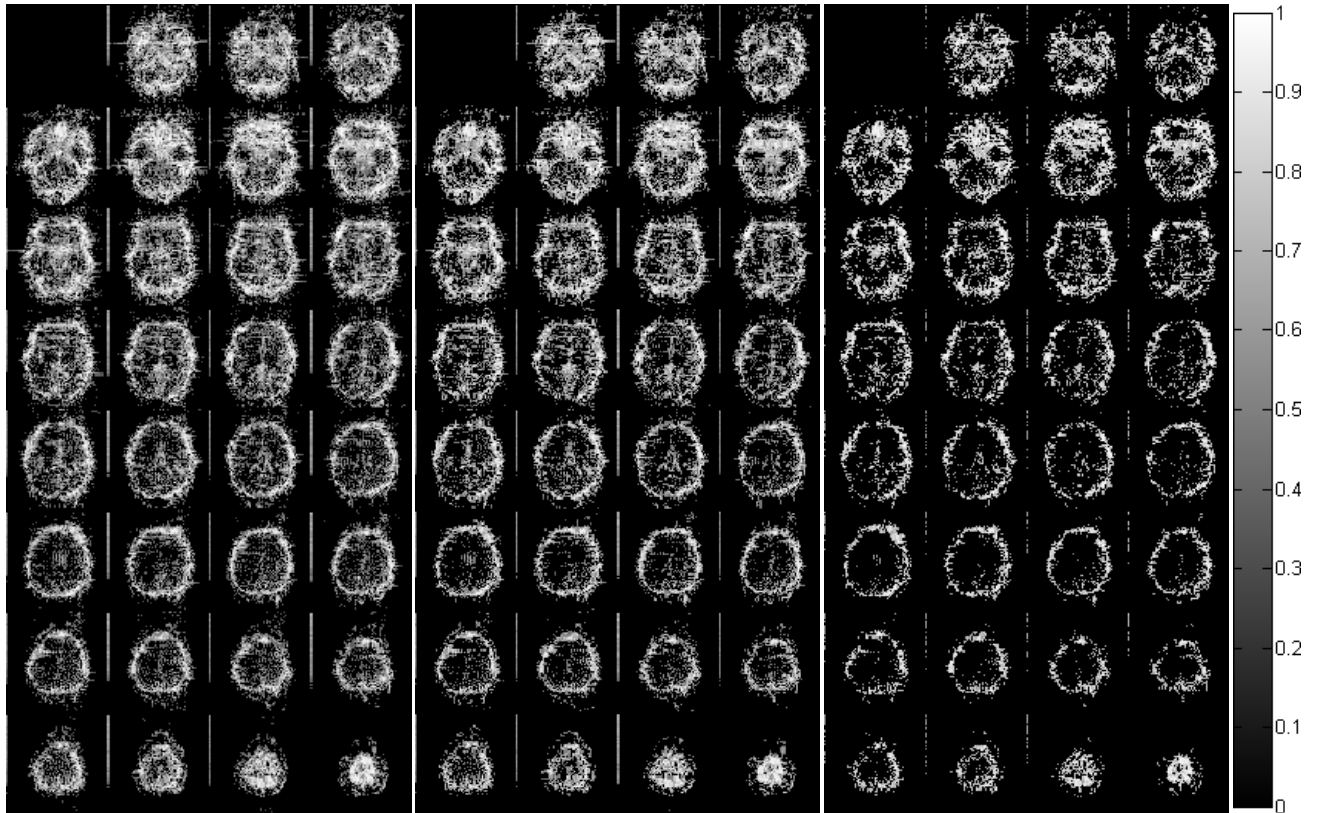
# Přílohy



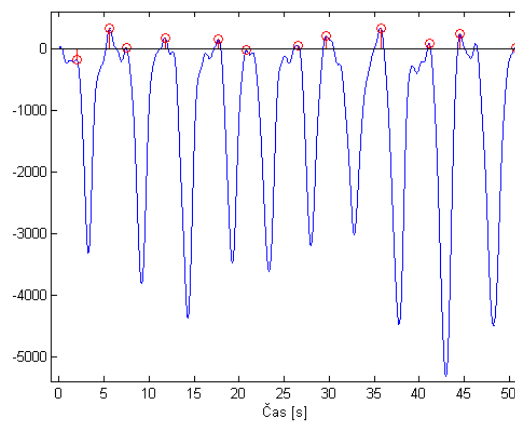
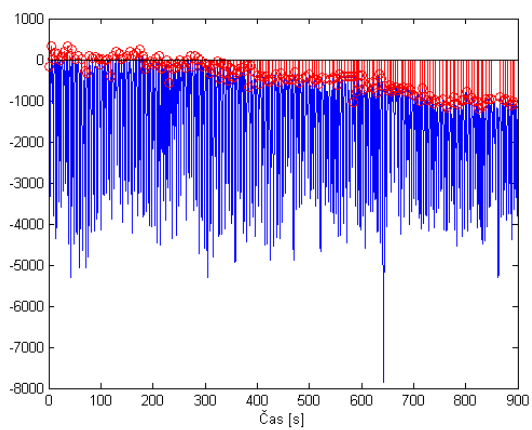
Obrázek 6.1: Porovnání projevů dýchacích pohybů z X,Y a Z osy dat z akcelerometru – přímý přístup



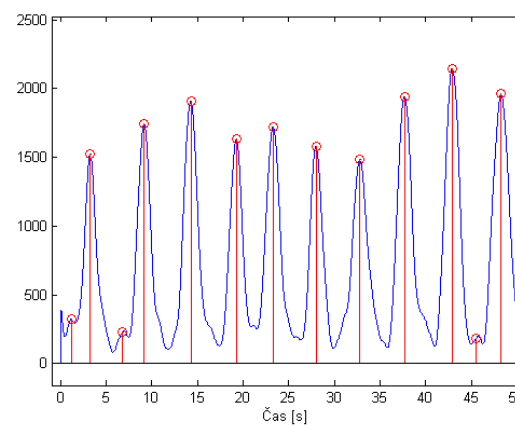
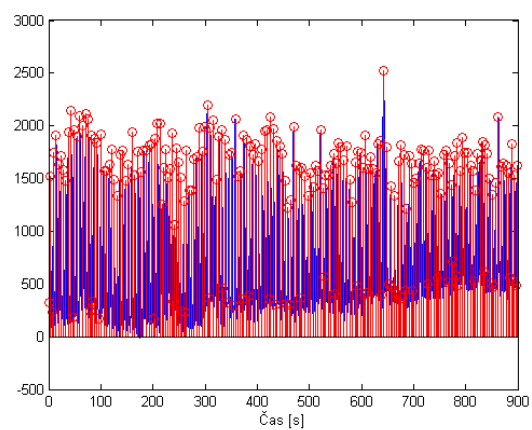
Obrázek 6.2: Porovnání projevů dýchacích pohybů z X,Y a Z osy dat z akcelerometru – Retroicor



Obrázek 6.3: Porovnání lokalizací fyziologického šumu. Zleva prahováno nad 20 %, nad 40 % a nad 60 %.



Obrázek 6.4: Detekované peaky v průběhu signálu z Y osy akcelerometru



Obrázek 6.5: Detekované peaky v průběhu signálu z Z osy akcelerometru