

Vysoká škola zdravotnická, o. p. s., Praha 5

**VYUŽITÍ MAGNETICKÉ REZONANCE
K FUNKČNÍM VYŠETŘENÍ MOZKU**

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

JAN TOMÍŠEK

Praha 2015

VYSOKÁ ŠKOLA ZDRAVOTNICKÁ, o. p. s., PRAHA 5

**VYUŽITÍ MAGNETICKÉ REZONANCE
K FUNKČNÍM VYŠETŘENÍ MOZKU**

Bakalářská práce

JAN TOMÍŠEK

Stupeň vzdělání: bakalář

Název studijního oboru: Radiologický asistent

Vedoucí práce: MUDr. Ing. Tomáš Viták, Ph.D.

Praha 2015



VYSOKÁ ŠKOLA ZDRAVOTNICKÁ, o. p. s.
se sídlem v Praze 5, Duškova 7, PSČ 150 00

Tomášek Jan
3. A RA

Schválení tématu bakalářské práce

Na základě Vaší žádosti ze dne 30. 4. 2014 Vám oznamuji
schválení tématu Vaší bakalářské práce ve znění:

Využití magnetické rezonance k funkčnímu vyšetření mozku

Use of Magnetic Resonance Imaging in Functional Imaging of Brain

Vedoucí bakalářské práce: MUDr. Ing. Tomáš Viták, Ph.D.

V Praze dne: 3. 11. 2014


doc. PhDr. Jitka Němcová, PhD.
rektorka

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracovala samostatně a všechny použité zdroje literatury jsem uvedl v seznamu použité literatury.

Souhlasím s prezenčním zpřístupněním své bakalářské práce ke studijním účelům.

V Praze dne

podpis

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych poděkoval vedoucímu mé bakalářské práce MUDr. Ing. Tomáši Vitákovi, Ph.D. za pomoc při zpracování bakalářské práce, za jeho cenné rady a odborné vedení.

Dále bych rád poděkoval MUDr. Janě Luxemburgové za její ochotu a pomoc při zpracování bakalářské práce.

ABSTRAKT

TOMÍŠEK, Jan. *Využití magnetické rezonance při funkčním vyšetření mozku*.
Vysoká škola zdravotnická, o. p. s. Stupeň kvalifikace: Bakalář (Bc.).
Vedoucí práce: MUDr. Ing. Tomáš Viták, Ph.D. Praha. 2015. s. 55.

Tématem bakalářské práce je využití magnetické rezonance k funkčnímu vyšetření mozku. Hlavním cílem této práce je představení vyšetření a jeho využití. Teoretická část obsahuje anatomický popis mozkových center, mozkové aktivace. Následuje popis magnetické rezonance, používaných přístrojů, přehled specifik a zpracování dat. Praktická část je tvořena pracovní úlohou radiologického asistenta a prezentací statistických údajů z našeho oddělení.

Cílem bakalářské práce je objasnit úlohu radiologického asistenta, stručně vysvětlit princip funkčního vyšetření mozku pomocí magnetické rezonance a jeho značný přínos při terapii.

Klíčová slova

Funkční vyšetření mozku. Magnetická rezonance. Mozková centra. Radiologický asistent.

ABSTRAKT

TOMÍŠEK, Jan. *Use of Magnetic Resonance Imaging in Functional Imaging of Brain*. Vysoká škola zdravotnická, o. p. s. Qualification level: Bachelor. Thesis leader: MUDr. Ing. Tomáš Viták, Ph.D. Prague. 2015. s. 55.

The theme of this thesis is the use of functional magnetic resonance imaging in brain imaging. The main objective of this work is to describe the examination and its practical use. The theoretical part includes anatomical description of brain centers and brain activation. Following is a description of magnetic resonance devices used, overview of their specifics and data processing. The practical part describes the work of a radiological assistant, and presents some statistical data from our department.

The aim of this thesis is to clarify the role of a radiological assistant, briefly explain the principle of functional brain imaging by magnetic resonance imaging and its significant contribution in therapy.

Keywords

Brain centers. Functional brain imaging. Magnetic resonance. Radiological Assistant.

OBSAH

SEZNAM OBRÁZKŮ, TABULEK, GRAFŮ

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

SEZNAM POUŽITÝCH ODBORNÝCH VÝRAZŮ

ÚVOD	14
1 ANATOMIE MOZKOVÝCH CENTER	15
2 FYZIOLOGIE MOZKOVÉ AKTIVACE	18
3 METODY SLEDOVÁNÍ MOZKOVÉ AKTIVITY	20
4 MAGNETICKÁ REZONANCE	21
4.1 PRINCIP MR	21
4.2 POPIS MR PŘÍSTROJE	24
5 SPECIFIKA VYŠETŘENÍ FUNKČNÍ MAGNETICKOU REZONANCÍ	26
5.1 MĚŘENÍ ZMĚN OXYGENACE HEMOGLOBINU	26
5.2 MĚŘENÍ ZMĚNY PERFUZE	29
5.2.1 METODA KONTINUÁLNÍ	30
5.2.2 METODA PULZNÍ	30
5.2.3 METODA PSEUDO-KONTINUÁLNÍ	31
5.3 MĚŘENÍ LOKÁLNÍ ZMĚNY KREVNÍHO OBJEMU	31
5.4 TRAKTOGRAFIE	32
5.5 DESING VYŠETŘENÍ	33
5.5.1 BLOKOVÉ SCHÉMA	34
5.5.2 EVENT-RELATED SCHÉMA	34
5.5.3 RESTING STATE	35
5.6 PARADIGMA	36
5.6.1 MOTORICKÉ ÚLOHY	36
5.6.2 ŘEČOVÉ A SLUCHOVÉ ÚLOHY	38

5.6.3	ZRAKOVÉ ÚLOHY	40
5.6.4	PAMĚŤOVÁ ÚLOHY	41
6	ZPRACOVÁNÍ DAT	42
6.1	PŘEDZPRACOVÁNÍ DAT	43
6.1.1	KONVERZE DAT	43
6.1.2	KOREKCE POHYBOVÝCH ARTEFAKTŮ	43
6.1.3	KOREGISTRACE S ANATOMICKÝMI OBRAZY	44
6.1.4	PROSTOROVÁ NORMALIZACE	44
6.1.5	PROSTOROVÁ FILTRACE DAT	44
6.2	STATISTICKÁ ANALÝZA	45
6.2.1	OBECNÝ LINEÁRNÍ MODEL	45
6.2.2	PROSTÁ SUBTRAKCE	46
6.2.3	T-TESTY	46
6.2.4	KORELAČNÍ A REGRESNÍ ANALÝZA	46
7	ÚLOHA RADIOLOGICKÉHO ASISTENTA	47
8	PŘÍNOS VYŠETŘENÍ	49
9	DISKUZE	53
10	ZÁVĚR	55
	SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	56
	PŘÍLOHY	

SEZNAM OBRÁZKŮ, TABULEK A GRAFŮ

Obrázky:

Obrázek 1 Oblasti mozku	15
Obrázek 2 Centra řeči	16
Obrázek 3 Sluchová centra	16
Obrázek 4 Zraková centra	16
Obrázek 5 Klidový stav	19
Obrázek 6 Neuronální aktivita	19
Obrázek 7 Nahodilé osy protonů	22
Obrázek 8 Paralelní a antiparalelní postavení	22
Obrázek 9 Neurovaskulární vazba	27
Obrázek 10 Průběh BOLD signálu	28
Obrázek 11 Schéma metody ASL	29
Obrázek 12 Průběh relaxace	31
Obrázek 13 Zobrazení pyramidové dráhy	33
Obrázek 14 Schéma blokového desingu	34
Obrázek 15 Schéma event.-related desingu	35
Obrázek 16 Aktivace při oboustranném klepání prstů	36
Obrázek 17 Aktivace při svaštění rtů a pohybu jazyka	37
Obrázek 18 Aktivace při sémantickém úkolu	38
Obrázek 19 Aktivace při vymýšlení sloves potichu	39
Obrázek 20 Aktivace při N-back testu	41
Obrázek 21 Přehled postupů při zpracování dat	42
Obrázek 22 Prostorová filtrace	45
Obrázek 23 Hlavová cívka	49

Obrázek 24 Brodmannovy oblasti	I
--------------------------------------	---

Tabulky:

Tabulka 1 Srovnání metod	20
--------------------------------	----

Grafy:

Graf 1 Počet pacientů	50
-----------------------------	----

Graf 2 Četnost aktivačních úloh	51
---------------------------------------	----

Graf 3 Podíl histologických nálezů	52
--	----

Graf 4 Terapeutické využití fMR	53
---------------------------------------	----

Graf 5 Pooperační stavy	53
-------------------------------	----

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

- ASC** *arterial spin labeling*
- BOLD** *blood oxygenation level dependency*
- CBF** *cerebral blood flow*
- DTI** *diffusion tensor imaging*, zobrazení difuzního tenzoru
- EEG** elektroencefalografie
- fMR** funkční magnetická rezonance
- GLM** *general linear model*, obecný lineární model
- HRF** *Hemodynamic response function*, hemodynamická odezva
- MEG** magnetoencefalografie
- MR** magnetická rezonance
- PET** pozitronová emisní tomografie
- RA** radiologický asistent
- RF** radiofrekvenční
- S/Š** signál/šum
- T** tesla
- TE** *time to echo*, čas echa
- TR** *time to repeat*, repetiční čas
- VASO** *Vascular space occupancy*

SEZNAM POUŽITÝCH ODBORNÝCH VÝRAZŮ

Deoxyhemoglobin - hemoglobin bez navázaného kyslíku

Depolarizace – ztráta napětí

Deteriorace – zhoršení

Difuze - proces rozptylování se částic v prostoru

Hemodynamika - vliv fyzikálních vlastností krve a cév na tlak krve a její proudění

Oxyhemoglobin – hemoglobin s navázaným kyslíkem

Paradigma - konkrétní testovací úloha

Perfuze – průtok krve mozkovými cévami

Traktografie - metoda MR zobrazení nervových vláken

Voxel – obrazový prvek trojrozměrného prostoru

ÚVOD

Funkční magnetická rezonance je moderní zobrazovací metoda sloužící k funkčnímu zobrazení mozku, neboli mapování cerebrální odezvy na vnější, nebo vnitřní podnět. Rozvíjí se zejména v posledním desetiletí a značně obohatila poznání zejména v oblasti kognitivních neurověd a neurofyziologie.

Cílem bakalářské práce je objasnit úlohu radiologického asistenta, stručně vysvětlit princip funkčního vyšetření mozku pomocí magnetické rezonance a jeho značný přínos při terapii.

Teoretická část obsahuje stručný popis uložení funkčních mozkových center a fyziologii mozkové aktivace. V další kapitole jsou popsány jiné metody mapování funkčních center v mozku. Následuje popis magnetické rezonance a specifik určujících tato vyšetření. Teoretická část je zakončena výčtem metod pro zpracování dat.

Úvod praktické části tvoří seznámení s pracovní náplní radiologického asistenta, která je důležitou součástí celého vyšetřovacího procesu. V další části byly statisticky zhodnoceny výsledky souboru pacientů z hlediska vyšetření a následné terapie. V diskuzi byla popsána práce radiologického asistenta na jednotlivých pracovištích.

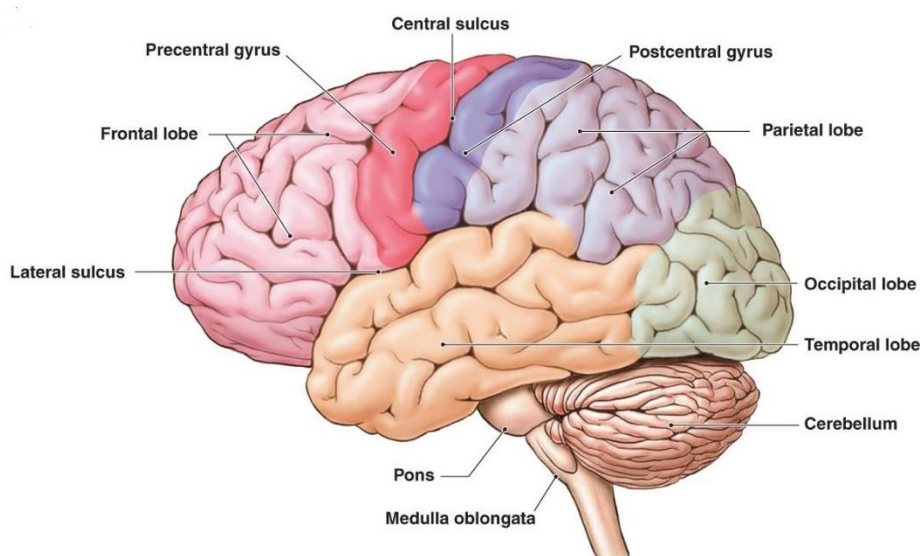
Uvedené vyšetření se využívá nejen v neurologii, ale i v jiných lékařských oborech, avšak naše pracoviště provádí pouze neurologická vyšetření.

1 ANATOMIE MOZKOVÝCH CENTER

V této kapitole je stručně popsáno, kde se nalézají funkční mozková centra, která se při vyšetření funkční magnetickou rezonancí zobrazují.

Motorická centra je možné rozdělit do tří oblastí. Primární motorická oblast, která je uložena v Brodmannově oblasti 4 (precentral gyrus). Premotorická, která se nalézá v Brodmannově oblasti 6 (postcentral gyrus) a suplementární oblast, která je také v Brodmannově oblasti 6 (postcentral gyrus). Tyto oblasti jsou přes pyramidovou dráhu napojeny na míchu.

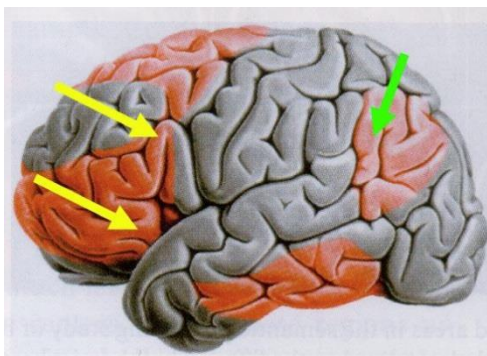
Obrázek 1 Oblasti mozku



Zdroj: <http://www.highlands.edu>

Řečová centra lze rozdělit do dvou oblastí. Hlavní centrum řečových procesů je v levém mediálním frontálním laloku, který je uložen v Brodmannově oblasti 46 a v levém inferiorním frontálním laloku, který je uložen v Brodmannově oblasti 44 a 45, také nazývané Broccovo centrum (na obrázku 2 – žluté šipky). Percepční řečové centrum se nalézá v Brodmannově oblasti 39 a 40, také nazývané Wernickeovo centrum (na obrázku 2 – zelená šipka), které má odpovědnost za porozumění mluvené řeči.

Obrázek 2 Centra řeči



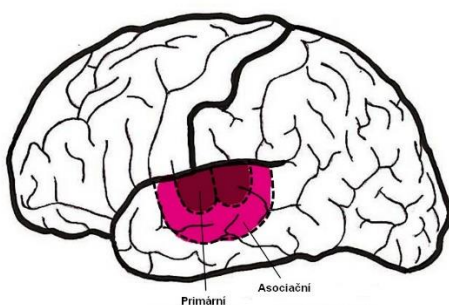
Zdroj: TINĚRA, 2012, str. 88

„Je třeba zdůraznit, že u normální populace je řeč silně lateralizována a to ve velké většině do levé hemisféry. V populaci praváků, kterých je 95 %, je řeč umístěna do levé hemisféry. V populaci leváků je v 63 % dominantní také levá hemisféra, v 13 % pravá hemisféra a v 24 % je řeč umístěna do obou hemisfér.“ (TINĚRA, 2012, str. 88)

Sluchová centra jsou uložena v Brodmannově oblasti 41 a 42, v temporálních lalocích pravé i levé hemisféry. Rozlišují se na primární (na obrázku 3 – tmavě červená) a asociační oblast (na obrázku 3 – růžová). Primární vnímá hlasitost, výšku tónů a rytmus, asociační oblast vřískot, hřmění nebo hudbu.

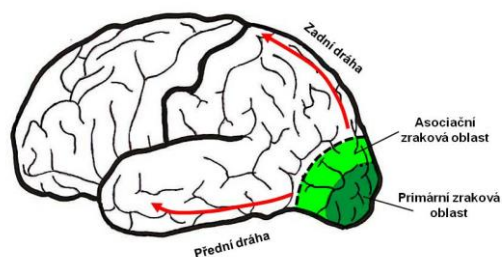
Zraková centra lze rozdělit na dvě. Primární zrakové centrum, které vnímá orientaci objektů, je uloženo v okcipitálním laloku, v Brodmannově oblasti 17 (na obrázku 4 – tmavě zelená). Asociační zrakové centrum určuje tvar, barvu a pohyb objektů a je nalezeno v Brodmannově oblasti 18 a 19 (na obrázku 4 – světle zelená).

Obrázek 3 Sluchová centra



Zdroj: <http://pfyziollfup.upol.cz>

Obrázek 4 Zraková centra



Zdroj: <http://pfyziollfup.upol.cz>

Centrum krátkodobé paměti je uloženo v hippocampu. Je to malá oblast mozku uložená ve střední části spánkového laloku v obou mozkových hemisférách, která je součástí limbického systému a je primárně spojena s krátkodobým uchováváním informací.

2 FYZIOLOGIE MOZKOVÉ AKTIVACE

Informace se v mozku přenášejí zejména elektrickým vedením po axonech, což jsou spoje mezi neurony. Pomocí neurotransmiterů, které se uvolňují na synapsích a jejich interakcí se specifickými receptory, mohou informace mezi neurony probíhat. Toto vzájemné působení mezi neurotransmitery a receptory vede ke změně membránových proudů, které změni postsynaptický potenciál a frekvenci depolarizace. Pro uvolňování neurotransmiterů je potřeba energie. Důležitým prvkem potřebným k tvorbě energie je kyslík, a proto se při zvýšení synaptické aktivity zvyšují požadavky na dodávku kyslíku do cílové oblasti.

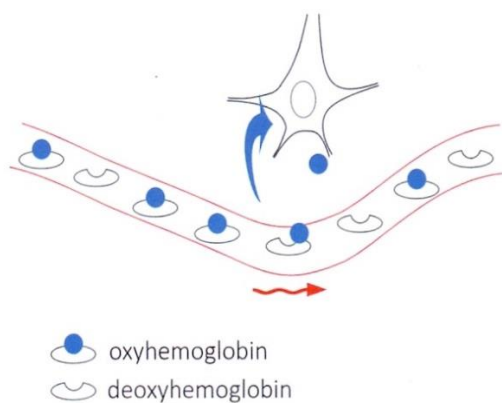
V místě zvýšené aktivity neuronů dochází k růstu intenzity metabolismu a tím ke zvýšení utilizace kyslíku. Ten je distribuován ve vazbě na krevní barvivo hemoglobin, tedy oxyhemoglobin. Zvýšením extrakce kyslíku ve tkáních hladina oxyhemoglobinu mírně klesá a naopak se zvyšuje podíl hemoglobinu bez navázaného kyslíku, tedy deoxyhemoglobinu. Záhy však dochází ke kompenzatorní dilataci příslušných mozkových arteriol vedoucí k lokálnímu zvýšení krevního průtoku a zvýšení přísunu krve bohaté na kyslík. Vazodilatace je dokonce disproporčně vyšší v porovnání s mírou zvýšení spotřeby metabolických substrátů, takže hladina oxyhemoglobinu roste i nad klidovou úroveň. Na obrázku 5 je znázorněn klidový stav, na obrázku 6 je zobrazení po začátku neuronální aktivity, kdy dojde k dilataci cév, zvýšení průtoku krve a relativně vzroste i poměr oxyhemoglobinu vůči deoxyhemoglobinu (SLEZÁK, 2014).

V místě zvýšené neuronální aktivity tedy dochází ke změnám koncentrace oxygenovaného hemoglobinu, zvýšení krevního průtoku a zvýšení objemu krve (TINTĚRA, 2012).

K detekci mozkových funkcí tedy můžeme využít tří výše zmíněných fyziologických změn, jimiž jsou:

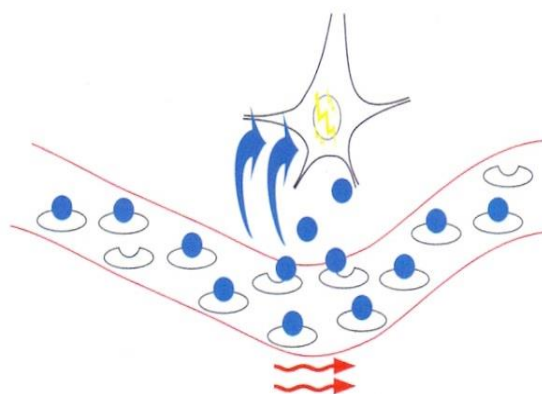
- měření změn oxygenace hemoglobinu
- změny perfuze
- měření lokální změny krevního objemu

Obrázek 5 Klidový stav



Zdroj: SLEZÁK, 2014, str. 7

Obrázek 6 Neuronální aktivita



Zdroj: SLEZÁK, 2014, str. 7

3 METODY SLEDOVÁNÍ MOZKOVÉ AKTIVITY

Starší klasické metody typu elektroencefalografie (dále jen EEG) či magnetoencefalografie (dále jen MEG) jsou schopny zobrazit projevy elektrické aktivity mozku, ihned v okamžiku, kdy je daná lokalita aktivní. Oproti tomu současné modality, jimiž jsou funkční magnetická rezonance (dále jen fMR) a pozitronová emisní tomografie (dále jen PET) vycházejí z měření nepřímých změn spojených s neuronální aktivitou, probíhajících na základě fyziologických procesů, tzv. neurovaskulární vazby (SLEZÁK, 2014).

Pro funkční zobrazování mozkové aktivity se používá řada metod, používajících různé metody a různé naměřené veličiny. Metoda EEG snímá změny elektrických potenciálů na povrchu hlavy pomocí elektrod, metoda MEG obdobně snímá změny magnetického pole pomocí magnetometru, umístěného okolo hlavy. Pomocí PET získáme zobrazení změn metabolismu nebo krevního toku. Metoda fMR využívá dvou způsobů měření neuronální aktivity. První způsob využívá lokálního zvýšení průtoku krve v místě neuronální aktivity. Druhý způsob využívá změnu poměru okysličené a neokysličené krve v místě neuronální aktivity,

Jednotlivé metody se vzájemně liší dobou měření obrazu, tzv. časovým rozlišením a velikostí základního obrazového prvku, tzv. prostorovým rozlišením. Metody EEG a MEG mají nejvyšší časové rozlišení, ale nízké prostorové rozlišení. Metoda PET má vysoké časové rozlišení, ale především vystavuje pacienta radiační zátěži. Nejlepší prostorové rozlišení i slušné časové rozlišení poskytuje metoda fMR. Ovšem má i své nevýhody, např. časovou a ekonomickou náročnost a různé kontraindikace. V tabulce 1 je srovnání výše uvedených metod.

Tabulka 1 Srovnání metod

Metody funkčního zobrazení	Prostorové rozlišení	Časové rozlišení
EEG	1 – 10 mm	10 – 100 ms
MEG	1 – 10 mm	10 – 100 ms
PET	1 – 10 mm	10 – 100 000 ms
fMR	0,1 – 10 mm	0,1 – 1000 s

Zdroj: <http://fmri.mchmi.com>

4 MAGNETICKÁ REZONANCE

Vyšetření pomocí magnetické rezonance (dále jen MR) je radiologická zobrazovací metoda, jejíž zavedení do klinické praxe způsobilo výrazné změny diagnostických algoritmů. Na rozdíl od většiny ostatních zobrazovacích metod je MR metodou neinvazivní a je založena na zcela odlišném fyzikálním principu. Využívá magnetických vlastností zobrazovaných vodíkových jader, a to především jejich schopnosti absorbovat vysokofrekvenční energii ve formě radiofrekvenčních pulzů. Výsledné zobrazení pak vyjadřuje jednak množství protonů a dále i charakter jejich vazby na okolí látky, ve které se nacházejí. Obrazy tak poskytují až několikanásobně kvalitnější rozlišení kontrastu měkkých tkání ve srovnání s výpočetní tomografií.

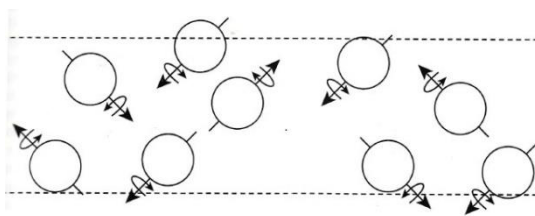
4.1 PRINCIP MR

Atomová jádra jsou tvořena protony a neutrony. Protony jsou kladně nabitě částice, které rotují kolem své dlouhé osy, tento pohyb se nazývá spin. Tento pohyb je zdrojem tzv. podélné magnetizace. V okolí pohybujícího elektrického pole vzniká magnetické pole, které se nazývá magnetický moment. Protony atomových jader mají tendenci se párovat, čímž se jejich magnetický moment ruší. Proto se pro zobrazování tkání magnetickou rezonancí hodí prvky s lichým počtem protonů v jádře. Ideálním prvkem pro měření je vodík, který má pouze jeden proton v jádře. Je obsažen ve 2/3 lidské tkáni, jeho magnetický moment je relativně silný a lze jej dobře změřit (SEIDL, 2012).

V lidské tkáni jsou osy protonů vodíku orientovány nahodile, viz obrázek 7, jejich magnetické momenty se navzájem ruší. Umístíme-li protony do statického magnetického pole, protony se uspořádají rovnoběžně se siločarami tohoto pole. Většina protonů jsou v paralelním postavení, menší část je otočena o 180°, tedy v antiparalelním postavení, viz obrázek 8. Intenzita statického magnetického pole se vyjadřuje v jednotce tesla (dále jen T). Nejpoužívanější přístroje mají intenzitu 1,5T,

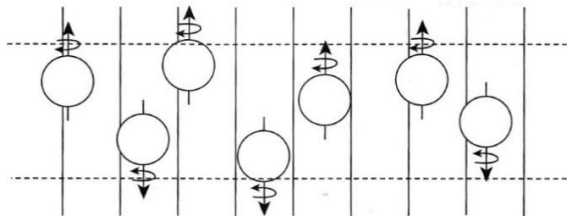
avšak v poslední době se uplatňují v diagnostice i přístroje s intenzitou 3T (VOMÁČKA, 2012).

Obrázek 7 Nahodilé osy protonů



Zdroj: VOMÁČKA, 2012, str. 47

Obrázek 8 Paralelní a antiparalelní postavení



Zdroj: VOMÁČKA, 2012, str. 48

Statické magnetické pole způsobuje precesní pohyb, tzv. precesi. Jedná se o rotační pohyb v transverzální rovině, po obvodu pomyslného kužele. Tento pohyb vytváří tzv. příčnou magnetizaci. Protony ale nerotují synchronně, jsou rozfázované. To znamená, že i když se každý proton otáčí po stejné kruhové dráze stejnou rychlostí, nachází se každý v tomtéž okamžiku na jiném místě kruhu. Frekvence precesního pohybu závisí na velikosti statického magnetického pole a gyromagnetické konstantě. Tuto závislost vyjadřuje Larmorova rovnice. V paralelním a antiparalelním postavení spinů je velikost magnetického momentu spinů ve srovnání se siločárami statického magnetického pole velice malá, prakticky nezjistitelná. Změníme-li však uspořádání protonů, tak magnetický moment bude mít jiný směr než siločáry statického magnetického pole a můžeme je detekovat. Změnu polohy je provedena tím, že protonu je dodána energie pomocí vysokofrekvenčního elektromagnetického impulzu. Jeho frekvence je blízká rozsahu krátkých rozhlasových vln, proto se pro něj používá výraz radiofrekvenční (dále jen RF) impulz. Po aplikaci RF impulzu dochází k excitaci, kdy se proton vychýlí o 90° nebo 180° , tzv. překlopení spinu. Tento fyzikální jev se nazývá rezonance. Vlivem RF impulzu začnou protony provádět precesi ve fázi, tedy synchronně, a jsou zdrojem zvýšené příčné magnetizace. Naopak podélná magnetizace se podstatně zmenšuje. Po vypnutí RF impulzu se excitovaný proton vrací do své původní polohy, dochází k rozfázování precesního pohybu. Tento jev se nazývá relaxace. Doba relaxace je obvykle delší než doba excitace. Energie, kterou proton vydává ve formě elektromagnetického záření, se pohlcuje v okolních tkáních. Uvolňování energie z příčné magnetizace se děje postupně, intenzita klesá

exponenciálně. Elektromagnetická energie se potom převádí v cívice na povrchu těla na elektrickou energii a ta se potom měří (VOMÁČKA, 2012).

Podélná magnetizace, která byla při excitaci utlumena, se po vypnutí RF impulzu vrací do normálu. Míra rychlosti zotavení podélné magnetizace je relaxační čas T1. Je to doba, která je nutná k zotavení 63% původní podélné magnetizace. Oproti tomu příčná magnetizace po vypnutí RF impulzu klesá. Čas, za který klesne příčná magnetizace na 37% své hodnoty, se označuje T2. Obecně platí, že struktury s velkým obsahem vody, mají dlouhý relaxační čas, naopak v tukové tkáni jsou relaxační časy krátké.

Nejpoužívanějšími vyšetřovacími technikami je zjišťování T1 a T2 relaxačních časů. Excitační impulzy se obvykle několikrát opakují mezi jednotlivými relaxacemi, tato série impulzů se nazývá sekvence. Čas mezi dvěma excitačními RF impulzy se nazývá repetiční čas (dále jen TR, z angl. Time to Repeat). A čas mezi jednotlivými 90° impulzy je nazýván čas echa (dále jen TE, z angl. Time to Echo) (SEIDL, 2012).

Na T1 vážených obrazech je signál vody nízký, tuk je naopak hypersignální, tudíž světlejší, protože doba relaxace je kratší. Při zkrácení relaxační doby T1 je tedy T1 signál silnější. Kontrastní látky zkracují relaxační dobu T1, jsou tedy hypersignální. Obecně se T1 vážené obrazy používají k přesnému anatomickému zobrazení. Standardně se používají časy TR = 500 ms, TE = 15 ms.

T2 vážené obrazy mají delší dobu excitace a relaxace. Čím je delší čas TR, tím je intenzita signálu větší. Pomocí T2 vážených obrazů se dobře zobrazí například likvorové prostory a počínající patologické léze spojené s větším obsahem vody. Standardně se používají časy TR = 5000 ms, TE = 100 ms.

Dalším typem zobrazení je proton denzitní obraz, který má dlouhou dobu relaxace, ale TE je relativně krátký. Kvalita proton denzitního obrazu bude záviset na hustotě protonů vodíku v tkáních. Standardně se používají časy TR = 500 ms, TE = 20 ms.

Speciální sekvence používající inverzní impulz na silně váženou T1 sekvenci se nazývá Inversion recovery. Používá se obrácený postup, kdy je nejprve použit 180° a poté 90° impulz. Doba mezi jednotlivými impulzy se označuje jako Inversion Time.

Tato sekvence se využívá při vyšetřeních, kdy je nutné pro detailní diagnostiku potlačit signál vody nebo tuku.

4.2 POPIS MR PŘÍSTROJE

Přístroj pro magnetickou rezonanci je skládá z těchto základních částí:

- Homogenní stacionární magnet s napájecím a chladicím zařízením. V klinické praxi se nejčastěji používají magnety s intenzitou 1,5T a 3T. Tyto přístroje mají supravodivé magnety, které jsou založeny na principu supravodivosti. Při nízké teplotě -269°C je ve vodiči minimální elektrický odpor. Magnet je ponořen do tekutého helia, které stále cirkuluje a po odpaření se znovu zkapalňuje. Součástí je i tzv. shimming. Korekční systém na zlepšení homogenity, který je rozdělen na pasivní a aktivní. V prvním případě to jsou přídavné kovové folie a plechy, uložené uvnitř nebo okolo hlavního magnetu. Druhý případ je realizován pomocí přídavné korekční cívky. Tato cívka vytváří své magnetické pole, které působí proti nehomogenitám (SEDLÁŘ, 2014).
- Gradientní magnetický systém je složen ze tří gradientních cívek a jejich proudových zdrojů, které jsou umístěny v prostoru stacionárního magnetu. Tyto cívky vytvářejí gradientní pole, které jsou vloženy do hlavního statického magnetického pole ve třech na sobě kolmých rovinách x, y, z. Nejsou vidět, ale jsou zdrojem hluku. Pomocí těchto cívek určujeme rovinu řezu a šířku vrstvy. Tím lokalizujeme polohu jednotlivých protonů v trojrozměrném prostoru (VOMÁČKA, 2012).
- Radiofrekvenční systém lze rozdělit na RF vysílač a cívky, které generují RF impulzy a vyrábí excitační magnetické pole a RF přijímač složen ze systému cívek sloužících pro detekci signálu. Je to jednak volumová cívka sloužící jako vysílač stacionárního magnetického pole a současně pracuje jako přijímač signálu. Je relativně daleko od povrchu těla, zabudovaná v přístroji. A povrchové cívky, které se přikládají k vyšetřovaným částem těla. Skládají se z drátěných závitů mědi nebo stříbra. Indukuje se v nich proud o velikosti několika mikrovoltů. Tyto signály se potom zesilují a digitalizují analogo-digitalním převaděčem a přenášejí se do počítače. Nejpoužívanější typy

povrchových cívek jsou hlavová, páteřní, ramenní, kolenní, zápěstní a cívka pro vyšetření břicha nebo hrudníku, která se obaluje kolem vyšetřované části. Dále je možno použít prsní cívku, nebo univerzální flexibilní cívku (VOMÁČKA, 2012).

- Vyšetřovací stůl a doplňky. Stůl je vyroben z nemagnetických prvků a může se posunovat horizontálně a vertikálně. Přístroj má řadu doplňujících zařízení. Monitoraci dechu a srdce, zvukový alarm, anesteziologický přístroj a případně i tlakový injektor. Při funkčním vyšetření mozku je potřeba i plátno na promítání vizuálních stimulací, nebo speciální klávesnice.
- Vysokofrekvenční magnetické stínění má dvě úlohy. První je zabránit rušení přístroje z okolí a druhá je ochrana okolí před RF impulzy a magnetickým polem, které vytváří samotný přístroj. Proto musí být pracoviště magnetické rezonance důkladně stíněno. Používá se k tomu Faradayova klec tvořena silnými pláty z ocelových bloků a měděných plátů. Novým moderním způsobem je vytvoření opačného magnetického pole v okolí přístroje.
- Počítačový systém na zpracování signálu, rekonstrukci a archivaci obrazu. Zde radiologický asistent zadává základní data o pacientovi, vybírá vhodný protokol vyšetření a celkově ovládá přístroj magnetické rezonance.

Ve stručnosti lze říci, že pracoviště magnetické rezonance se skládá z vyšetřovací místnosti, která je obstavěna Faradayovou klecí. Uvnitř je gantry, složená ze stacionárního magnetu, gradientních a RF cívek, dále je tu stůl, doplňky a povrchové cívky. Ovládací místnosti s konzolí a místností pro doktory. Přípravné místnosti, kde se zavádí kanyla pacientům a samozřejmě kabinek pro pacienty.

5 SPECIFIKA VYŠETŘENÍ FUNKČNÍ MAGNETICKOU REZONANCÍ

Jak bylo uvedeno v kapitole 2, k detekci mozkových funkcí je možno využít měření změn oxygenace hemoglobinu, změny perfuze a měření lokální změny krevního objemu. Tyto změny zde budou popsány. Dále se používá MR traktografie, která ovšem nemapuje mozkovou aktivitu, ale vzhledem i indikaci funkčního vyšetření, které je z velké většiny pro neurochirurgický zákrok, je tato metoda velice důležitá. Jelikož MR traktografie nezobrazuje funkční mozková centra, bude zde popsána jen okrajově.

Při fMR se obvykle porovnává stav aktivace a stav klidu. Tyto stavy je potřeba od sebe odlišit, proto je potřeba sestavit desing vyšetření. Pro mapování určitých funkčních center v mozku je také potřeba zvolit konkrétní testovací úlohu, tzv. paradigma. Druhy desingů a paradigmat budou v této kapitole také popsány.

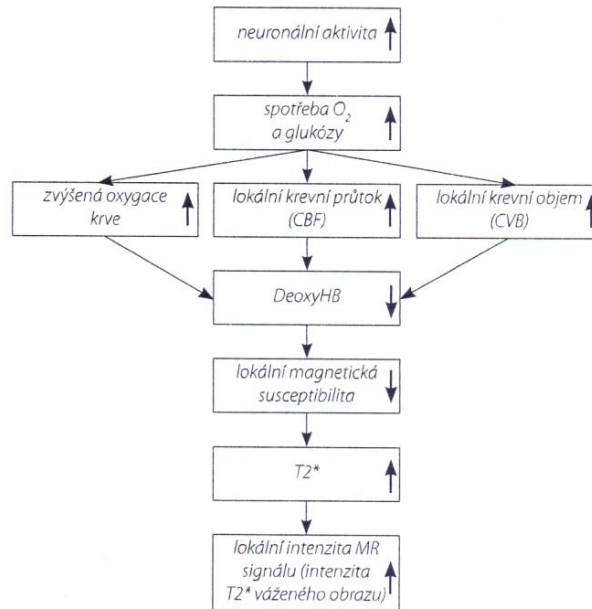
5.1 MĚŘENÍ ZMĚN OXYGENACE HEMOGLOBINU

Měření změn oxygenace hemoglobinu (dále jen BOLD, z angl. blood oxygenation level dependency) je úzce spojeno s dvěma fyzikálními jevy, diamagnetismus a paramagnetismus. Abychom pochopili BOLD efekt, stačí znát následující skutečnosti. V případě, že diamagnetická látka je uvedena do vnějšího magnetického pole, má tendenci mírně snížit toto pole, paramagnetická látka má tendenci zvýšit ho. To znamená, že v těsné blízkosti paramagnetických a diamagnetických látek je způsobena lokální deformace magnetického pole. Tkáň je převážně diamagnetická. Naproti tomu v krvi je určitá míra deoxyhemoglobinu, který je paramagnetický.

V souhrnu lze říci, že vzhledem k přítomnosti deoxyhemoglobinu, intenzita signálu z tkáně se mírně snižuje na T2 vážených obrazech. Po začátku neuronální aktivity dojde k dilataci cév, zvýšení průtoku krve a relativně vzroste i poměr oxyhemoglobinu vůči deoxyhemoglobinu. Na rozdíl od deoxyhemoglobinu,

oxyhemoglobin je diamagnetický, tudíž má podobné magnetické vlastnosti jako tkáň, což vede k zvýšené intenzitě signálu v T2 vážených obrazech. Na obrázku 9 je schématické znázornění neurovaskulární vazby.

Obrázek 9 Neurovaskulární vazba



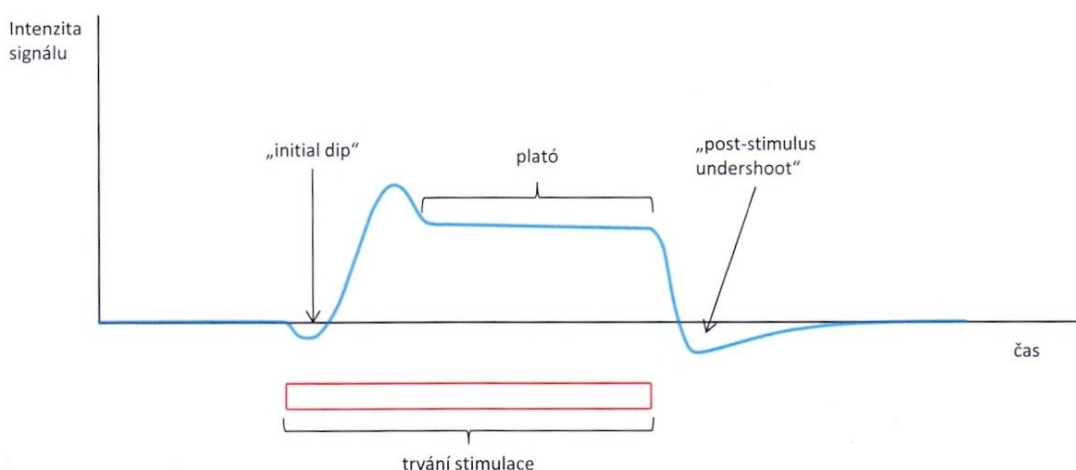
Zdroj: IBRAHIM, 2013, str. 10

Časový průběh změny měřeného signálu v místě, kde dochází k neuronální aktivaci, je nazýván hemodynamická odezva (dále jen HRF, z angl. hemodynamic response function). Může být rozdělena do několika fází:

1. Počáteční pokles BOLD signálu (initial dip). Koncentrace oxyhemoglobinu nejprve v důsledku jeho vyšší spotřeby krátce mírně klesne. Tyto změny jsou ale velmi malé a krátce trvající, nejsou vhodné pro měření.
2. Nárůst BOLD signálu. Po počátečním poklesu proběhne HRF na neuronální aktivitu. Dochází ke zvýšení průtoku krve aktivní mozkovou tkání, čímž dojde ke vzestupu koncentrace oxyhemoglobinu a nárůstu intenzity signálu. Maxima dosahuje přibližně po 5-6 vteřinách od začátku stimulace. Na této zvýšené hodnotě několik vteřin setrvává, je to tzv. fáze plató. V této fázi nalzáme na T2 vážených obrazech relativně dobře měřitelný signál.

3. Pokles BOLD signálu. Po skončení aktivace, dojde ke snížení synaptické aktivity a hladina oxyhemoglobinu klesá.
4. Poststimulační přestřelení (tzv. post-stimulus undershoot). Dochází ke krátkému mírnému poklesu pod klidovou hodnotu. Původ tohoto jevu není úplně znám. Patrně se jedná o přetrvání zvýšené extrakce kyslíku či zvýšeného objemu krve v dané oblasti při návratu krevního průtoku k normálu. Poté se hladina oxyhemoglobinu vrací na klidovou úroveň (CHLEBUS, 2005).

Obrázek 10 Průběh BOLD signálu



Zdroj: SLEZÁK, 2014, str. 7

Pro měření metodou BOLD je tedy využito fáze plató. Lze zaznamenat značné rozdíly intenzity signálu dosahující hodnot kolem 5% při použití MR s magnetickým polem o síle 1,5 T. Při použití silnějšího magnetického pole velikost změn dále roste (až 25% pro pole 4T). Zároveň dochází i k jistému zlepšení poměru signál/šum (dále jen S/Š), šum je ale v podstatné míře způsoben fyziologickou neuronální aktivitou. Fáze plató nenastupuje přímo s počátkem neuronální aktivity, ale je za ním opožděna o několik vteřin. Tento časový interval je však poměrně konstantní. Intenzita změn navíc dobře koreluje s mírou aktivity neuronů a tento vztah je lineární (SLEZÁK, 2014).

Pro BOLD využíváme T2 vážených single shot sekvencí, kdy je kompletní matice obrazu načtena po jediném radiofrekvenčním pulzu, nejčastěji sekvencí gradient

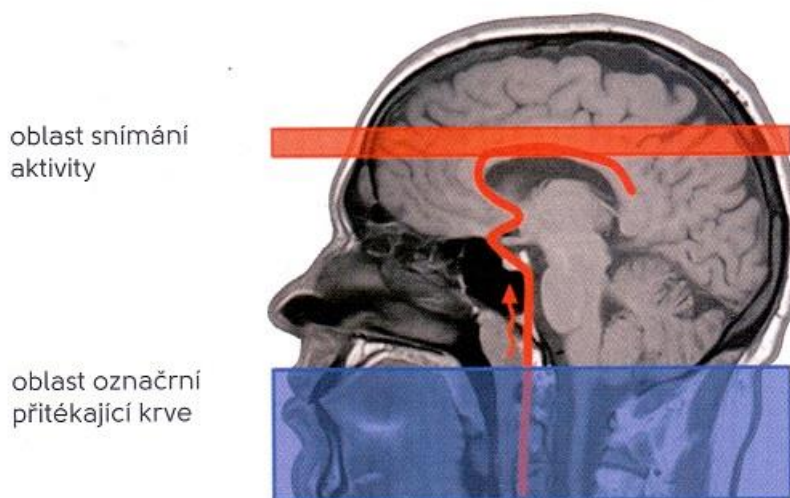
echo-planar imaging. Gradient Echo sekvence jsou dobře citlivé ke změnám signálu, které měříme, mají však značnou limitaci ve vzniku výrazných artefaktů. Pro vyšetření celého objemu mozku je voleno obvykle rozlišení 3-5 mm, měření je opakováno každé 3-5 vteřin. Lepšího prostorového rozlišení a menšího výskytu artefaktů je dosaženo použitím T2 vážených obrazů spin-echo sekvencí, které však trpí nižším poměrem S/Š (TINTĚRA, 2012).

5.2 MĚŘENÍ ZMĚNY PERFUZE

Měření změny perfuze (dále jen CBF, z angl. cerebral blood flow) je důležité pro funkční zobrazovací techniky. Pojem perfuze lze obecně popsat jako proces nutriční dodání arteriální krve do kapilárního řečiště ve tkáni.

K měření aktivity mozkové tkáně na základě lokálního zvýšení perfuze je používána především metoda známá jako arterial spin labeling (dále jen ASL). K označení přitékající arteriální krve je zde využíváno prostorově selektivního inverzního radiofrekvenčního pulzu. Označená krev ve tkáních mění (snižuje) její MR signál na T1 vážených sekvencích. Inverzní čas je volen tak, aby označená krev dosáhla vyšetřované oblasti. Provedením kontrolního skenu, s označeným neselektivním pulzem nebo naopak skenu bez označení, a jejich subtrakcí jsou získány informace o perfuzi (SLEZÁK, 2014).

Obrázek 11 Schéma metody ASL



Existuje několik modifikací této metody, jež jsou rozděleny na dvě skupiny :

- metoda kontinuální
- metoda pulzní

V porovnání s metodou BOLD přináší ASL prostorově specifičtější výsledky, které nejsou výrazněji zkrusleny žilními strukturami. Jde ale o metody výrazně náročnější na přístrojové vybavení, navíc s velmi nízkým poměrem S/Š. Její nasazení v klinice je značně limitováno menším vyšetřitelným objemem tkáně, v případě využití ve výzkumu pak horším časovým rozlišením (SLEZÁK, 2014).

5.2.1 METODA KONTINUÁLNÍ

V případě kontinuální ASL je provedeno označení přitékající arteriální krve (obvykle na úrovni karotid) pomocí zvláštní cívky, která vysílá několik vteřin trvajících radiofrekvenčních pulzů. Náběr dat je realizován jinou cívkou. Tak je dosaženo dobrého poměru S/Š a lze takto vyšetřit i celý objem mozku. Na druhou stranu nelze toto vyšetření provádět na běžně dostupných MR přístrojích (SLEZÁK, 2014).

5.2.2 METODA PULZNÍ

Při pulzní ASL je využito k označení krve krátkých radiofrekvenčních pulzů trvajících 10-15 milisekund. V tomto případě není zapotřebí zvláštní cívky, je proto možné použít standardně dostupné MR přístroje. Oproti metodě kontinuální je ale dosaženo výrazně horšího poměru S/Š při značně omezeném vyšetřitelném objemu tkáně. I přesto jde o široce rozšířenou modifikaci v rámci ASL. obvykle používanými sekvencemi jsou flow-sensitive alternating inversion recovery a echo planar imaging and signal targeting with alternating radio-frequency (SLEZÁK, 2014).

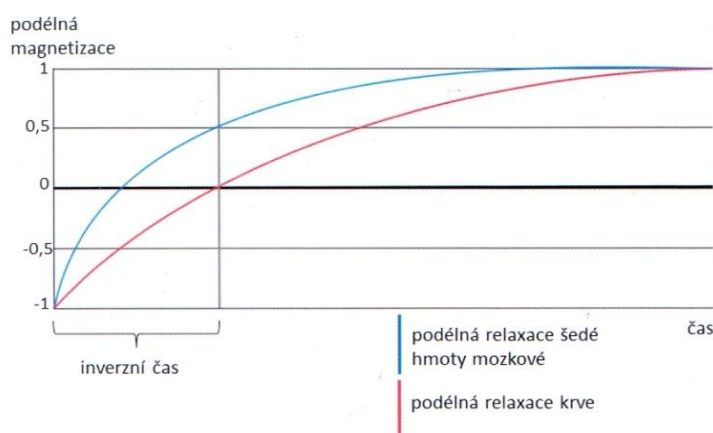
5.2.3 METODA PSEUDO-KONTINUÁLNÍ

Namísto dlouhého radiofrekvenčního pulzu zde je použito k označení krve série krátce trvajících pulzů. Kvalita a rozsah vyšetření se blíží kontinuální metodě při nižších hardwarových nárocích.

5.3 MĚŘENÍ LOKÁLNÍ ZMĚNY KREVNÍHO OBJEMU

Aktivita mozku je spojena s lokální vazodilatací a tím i s lokálním zvýšením krve. Tyto změny detekuje metoda vascular space occupancy (dále jen VASO), která je založena na rozdílných relaxačních dobách podélné magnetizace šedé hmoty mozkové a krve. Rychlost podélné relaxace šedé hmoty mozkové je výrazně vyšší. K měření je využívána sekvence inversion recovery. Inverzní čas je volen tak, aby byla hodnota podélné magnetizace krve nulová. V tomto okamžiku již podélná relaxace šedé hmoty dosahuje kladných hodnot a po aplikaci 90 stupňového radiofrekvenčního pulzu jí lze měřit. Z krevních cév by měl být v této době zaznamenán nulový signál. V době, kdy vektor krve dosahuje nulových hodnot, vektor šedé hmoty má již kladnou hodnotu, viz obrázek 12. Při vyšší lokální aktivitě roste objem přítomné krve, čím vyšší je v době náběru dat objem krve v daném voxelu, tím nižší signál je zaznamenán. Pokles MR signálu tedy signalizuje místo aktivity (SLEZÁK, 2014).

Obrázek 12 Průběh relaxace



Zdroj: SLEZÁK, 2014, str. 9

Ke zvýšení objemu krve dojde pouze v místě aktivity a v jeho nejbližším sousedství. Proto je tato metoda schopna poskytnout výrazně specifičtější prostorové výsledky v porovnání s metodou BOLD, ale i s metodou ASL.

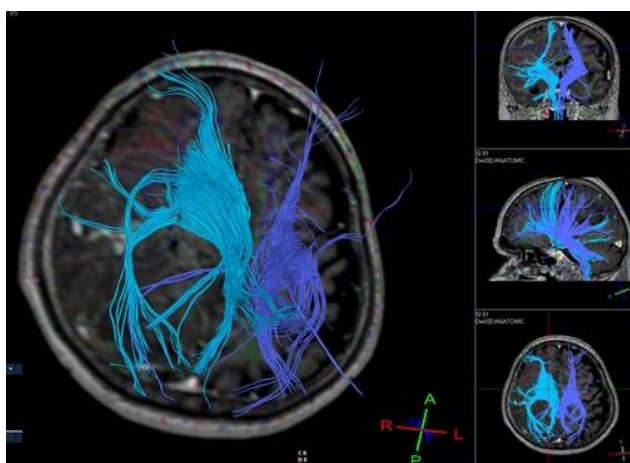
Časové rozlišení nepatří mezi silné stránky VASO, využívá se obvykle hodnot okolo 5 sekund. Dalším nedostatkem této metody je malý vyšetřitelný objem tkáně. Relaxace podélné magnetizace totiž rychle pokračuje a tak je rozsah vyšetření obvykle omezen na jednu vrstvu. A poslední limitací této metody je vliv mozkomíšního moku na MR signál. Ten má podobně jako krev dlouhý T1 relaxační čas, v místě aktivity pravděpodobně probíhají změny jeho objemu a proto v místech s výrazným podílem mozkomíšního moku nejsou zaznamenány očekávané změny při aktivaci (SLEZÁK, 2014).

5.4 TRAKTOGRAFIE

Zobrazení difuzního tenzoru (dále jen DTI, z angl. Diffusion Tensor Imaging) představuje relativně novou metodu zobrazení anatomických vztahů uvnitř bíle hmoty mozkové. Difuze je omezena membránami nervových vláken, je tedy silnější ve směru, kterým nervová vlákna probíhají. Při měření difuze pomocí MR je její směrovost v jednotlivých elementech obrazu matematicky popsána pomocí difuzních tenzorů, které určují hodnoty difuze v základních prostorových směrech. Lokalizaci nervových drah lze pomocí DTI určit již ze zobrazení využívajících barevné kódování směru difuze v jednotlivých elementech obrazu (ZOLAL, 2008).

Tato metoda se používá pro zobrazení a lokalizaci drah v bíle hmotě v blízkosti expanzivně se chovajících lézí, které může být využito jak při předoperačním plánování, tak v neuronavigaci.

Obrázek 13 Zobrazení pyramidové dráhy



Zdroj: Nemocnice Jablonec nad Nisou, 2013

5.5 DESING VYŠETŘENÍ

Funkční magnetická rezonance je metoda, při které je využito souvislosti více jevů a efektů a není možné ji využít např. jako rentgen, kde výsledný obraz je získán pouze pasivní účastí pacienta. Při fMR je potřeba diferencovat a porovnat intenzitu BOLD signálu, u něž není dána standardizovaná klidová hodnota. Různé klidové hodnoty BOLD signálu jsou pro každého jedince, každé vyšetření i pro různé oblasti mozku. Velmi důležité je zajištění různé hodnoty BOLD signálu v průběhu aktivační fáze a během klidové fáze. Aktivační fáze je určitá úloha, při které pacient vykonává např. pohyby prstů a tím je získána mapa aktivačních center, které odpovídají za tento pohyb. V klidové fázi pacient relaxuje, nevykonává aktivační úlohu. Z výše uvedených důvodů je potřeba sestavit design prováděného vyšetření, zajištění jeho souslednosti s měřicím protokolem MR tomografu a především zajištění, aby byl s prováděnou úlohou seznámen pacient.

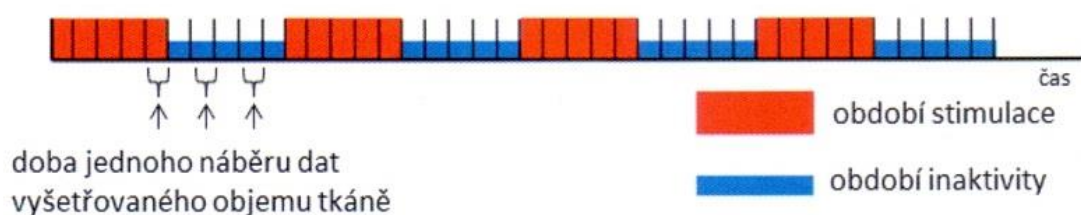
Změny v zaznamenaném signálu jsou však velmi nízké. Nestačí proto porovnat jediný obraz aktivace a klidu, musí být použito celé série měření téhož stavu, které jsou statisticky zpracovány a až poté je provedeno porovnání změn. K měření se užívá dvou základních schémat, jimiž jsou blokový desing a event-related desing (SLEZÁK, 2014).

5.5.1 BLOKOVÉ SCHÉMA

Častěji používaným typem vyšetření je blokové schéma. V tomto schématu střídáme období inaktivity s bloky stimulační úlohy, obvykle o délce 10-40 sekund. Takto dosáhneme poměrně velkých nárůstů signálu a díky tomu i dobrému poměru S/Š. Jde o široce rozšířené schéma používané i klinicky. Nelze je ale použít pro pozorování odezvy na krátké podmínky. Na obrázku 14 je znázorněno schéma blokového desingu, kde je v každém bloku provedeno po pěti náběrech dat vyšetřovaného rozsahu mozku (SLEZÁK, 2014).

Počet jednotlivých bloků je obvykle přizpůsoben velikosti měřených změn MR signálu. V sérii obrazů se tyto jednotlivé měřené obrazy opakují s TR. Pojmem TR je ve funkční MR rozuměna akviziční perioda pro skeny, tedy čas od započetí snímání jednoho skenu po započetí snímání následujícího skenu. TR je téměř vždy limitován počtem vrstev pokrývajících zájmovou oblast mozku. Čím více vrstev je požadováno, tím delší je čas TR a tím více bloků bude potřebováno při dodržení jejich předdefinované délky a zachování počtu časových vzorků.

Obrázek 14 Schéma blokového desingu



Zdroj: SLEZÁK, 2014, str. 10

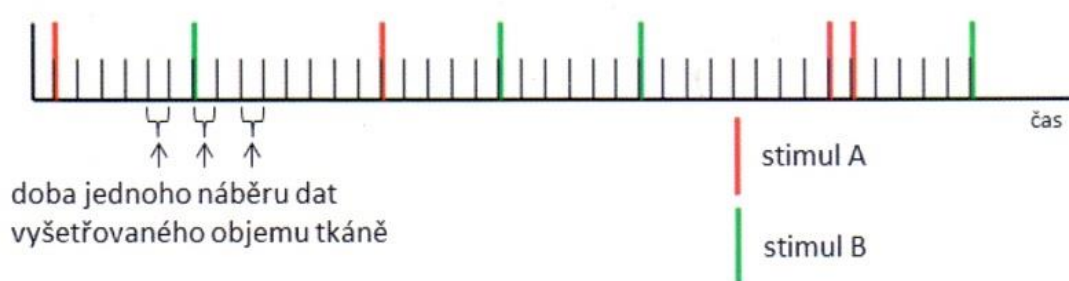
5.5.2 EVENT-RELATED SCHÉMA

Při tomto schématu jsou používány izolované krátké stimulační podmínky. Tato metoda umožňuje střídání různých stimulů v jednom experimentu a lze jím studovat i funkční odezvu na kratší podmínky a dynamiku neurovaskulární vazby. Poměr S/Š je v

tomto případě výrazně nižší. Toto schéma je využíváno především v neurovědním výzkumu. Na obrázku 15 je schéma event-related designu, kde krátké stimuly vedou k výrazně menším nárůstům signálu v porovnání s blokovým designem (SLEZÁK, 2014)

Podle rychlosti opakujících se stimulů je možno toto schéma rozdělit na typ s pomalu nebo rychle se opakujícími stimuly. V prvním případě se signál vrací do své kontrolní úrovně sledujíc HRF a vždy před novým stimulem je vynulován. Naopak v druhém případě může přijít stimul ještě před úplným poklesem a pak je výsledný signál vytvořen součtem předchozího a současného stimulu (TINTĚRA, 2012).

Obrázek 15 Schéma event-related designu



Zdroj: SLEZÁK, 2014, str. 10

5.5.3 RESTING STATE

Netypickým a čistě experimentálním designem vyšetření je resting state, neboli klidový stav. Vyšetřovaný při něm setrvává v klidovém, avšak bdělém stavu. V tomto případě nejsou porovnávána série měření v aktivovaném a klidovém stavu, pouze statická analýza řady měření v klidu. Cílem bývá studium spontánní mozkové aktivity a konektivity (SLEZÁK, 2014).

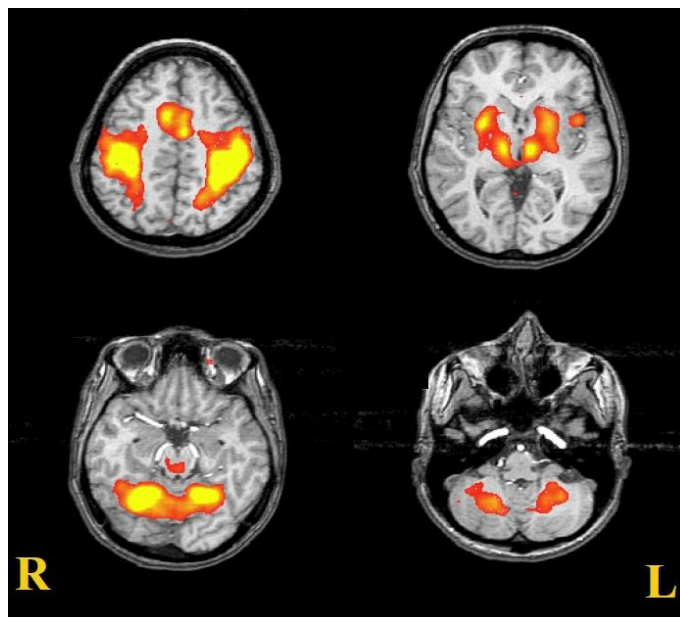
5.6 PARADIGMA

Konkrétní testovací úloha se nazývá paradigma. V této kapitole je uvedeno několik stručných popisů paradigmat, které slouží k mapování motorických, řečových, zrakových a paměťových center.

5.6.1 MOTORICKÉ ÚLOHY

Oboustranné klepání prstů, kdy pacient klepe prsty současně na pravé i levé ruce v pořadí 1, 3, 5, 2 a 4. Ruce by měli být umístěny v příjemné poloze, např. na stehně. Důležitým aspektem úkolu je sekvencování pohybů prstů. Úkol se opakuje tak rychle, jak pacient dokáže, aby nedělal chyby. Na obrázku je znázorněna aktivace při této úloze.

Obrázek 16 Aktivace při oboustranném klepání prstů



Zdroj: <http://www.asfnr.org>

Jednostranné klepání prstů, kdy se pacient palcem ruky dokola dotýká ostatních prstů. S dotýkáním začne po povelu (např. START) radiologického asistenta (dále jen RA) a pokračuje, dokud ho RA nezastaví povel (např. STOP). V průběhu

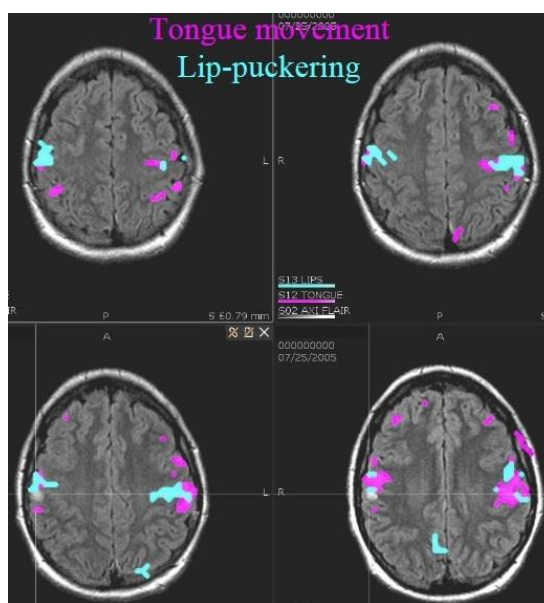
skenování RA sleduje, zdali pacient úkol vykonává, nebo je možnost použít speciálních MR kompatibilních rukavic.

Jednostranný pohyb kotníku a nohy, kdy pacient opět na povely opakovaně pohybuje jednou nohou směrem za hřbetem nohy (dorsální flexe) a poté za ploskou nohy (plantární flexe). V průběhu skenování RA vizuálně potvrzuje, že se pohyb provádí. Pacient je připásán ke stolu kolem pánve, aby se minimalizovaly lebečně-páteční pohyby. Pohybující se noha je podložena pěnou.

Pasivní stimulace ruky, kdy u pacientů, kteří nedokážou hýbat rukou jak je potřeba, musí RA stimulovat ruku sám. Stimulaci provádí např. mačkáním prstů nebo přejížděním po dlani i prstech zubním kartáčkem. Jedná se např. o pacienty s mozkovou obrnou, pacienty v kómatu nebo děti.

Svraštění rtů a pohyb jazyka, kdy u svraštění rtů, po startovním povelu, začne pacient opakovaně svrašťovat rty, dokud ho RA povelom nezastaví. U pohybu jazyka je to stejné, jen místo svraštění rtů pacient pohybuje jazykem z jedné strany na druhou při zavřených ústech. Na obrázku je znázorněna aktivace při této úloze.

Obrázek 17 Aktivace při svraštění rtů a pohybu jazyka

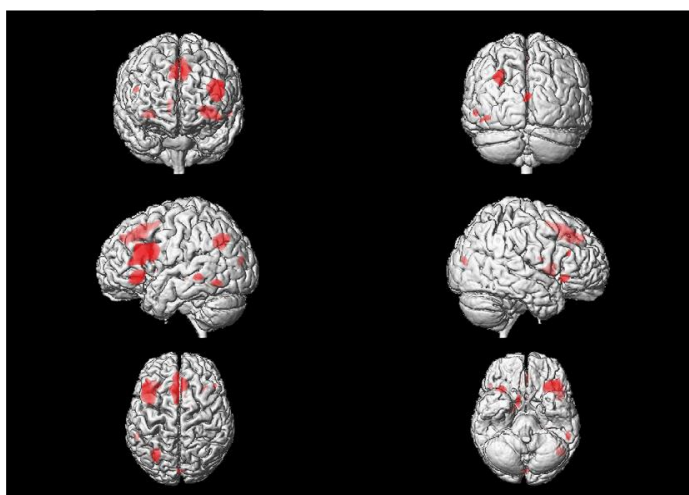


Zdroj: <http://www.asfnr.org>

5.6.2 ŘEČOVÉ A SLUCHOVÉ ÚLOHY

Sémantický úkol, kdy jsou pacientovi vizuálně předkládány slovní dvojice, kde jedno slovo představuje nadřazenou kategorii (např. ovoce) a druhé slovo představuje podřazenou kategorii (např. jablko). Pacientovi je prezentováno třicet dvojic, kde dvacet dvojic je správných (ovoce - jablko) a deset dvojic je nesprávných (ovoce - boty). Dvojice slov jsou vizuálně prezentovány každých 6 sekund. Pacient odpovídá pomocí ručního MR kompatibilního ovladače s dvěma tlačítky (ANO/NE). Na obrázku je znázorněna aktivace při této úloze.

Obrázek 18 Aktivace při sémantickém úkolu



Zdroj: <http://www.asfnr.org>

Čtení vět, kdy se pacientovi pomocí projektoru promítají na plátno věty, které má za úkol nahlas přečíst. Z důvodu minimalizování pohybových artefaktů způsobených mluvením, jsou jednotlivé akvizice odděleny časovým zpožděním, v níž je věta zobrazena a přečtena. Věty určené k přečtení se střídají s řetězci samotných písmen napodobujících tvar věty, které slouží jako kontrolní stav a nečtou se.

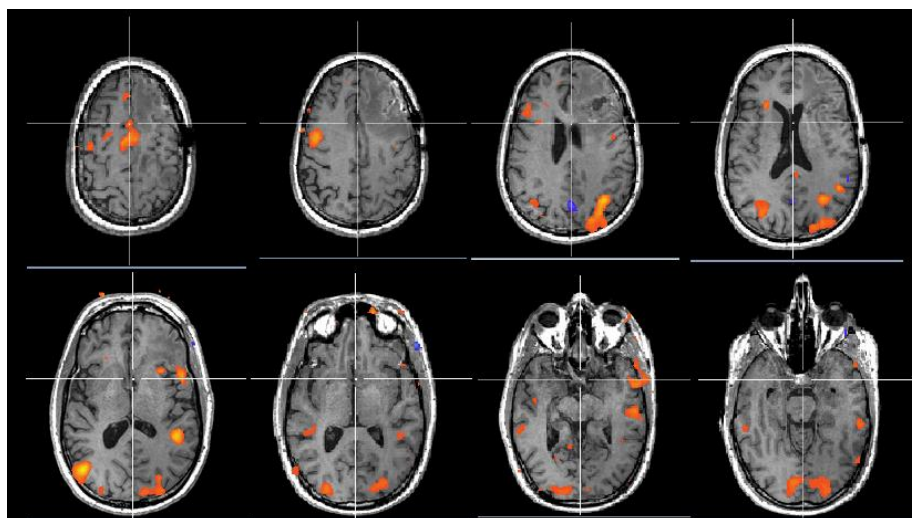
Rýmování, kdy ve stavu aktivace jsou pacientovi promítány dvojice slov, které se rýmují nebo nerýmují. Když se dvojice slov rýmuje, pacient reaguje pomocí tlačítka, nebo zvednutím ukazováku. V kontrolním stavu se pacientovi promítá dvojice jednoduchých obrázků, které jsou stejné nebo odlišné.

Slovní plynulost, kdy se pacientovi vizuálně prezentuje písmeno během stavu aktivace a symbol při kontrolním stavu. Při prezentaci písmene pacient vymýšlí co nejvíce slov, která začínají na písmeno na obrazovce. Je poučen, aby používal variace stejného slova např. běhy, běh, běžel. Při kontrolním stavu se pacient jednoduše dívá na symbol, např. arabské nebo hebrejské písmeno.

Pojmenování objektů, kdy ve stavu aktivace jsou pacientovi promítány jednoduché objekty, které si sám pro sebe pojmenovává. V kontrolním stavu jsou pacientovi promítány nesmyslné objekty, které mají minimalizovat základní vizuální kortikální aktivaci.

Vymýšlení sloves potichu, kdy jsou pacientovi vizuálně prezentovány podstatná jména, na která se snaží vymyslet slovesa, která se jich týkají. Na obrázku je znázorněna aktivace při této úloze.

Obrázek 19 Aktivace při vymýšlení sloves potichu



Zdroj: <http://www.asfnr.org>

Poslouchání slov, kdy se prvních 45 sekund pacient dívá např. na křížek. Poté následuje 45 sekund sluchových stimulů. Pacient slyší podstatná jména, která se třikrát opakují, a pacient si je v duchu opakuje. Následuje opět 45 sekundová vizuální fixace na křížek.

Fonologický úkol, kdy je pacientovi znázorněna dvojice slov, která se rýmuje nebo nerýmuje. Pro páry, které se rýmují, stiskne pravé tlačítko, a pro ty, které se nerýmují, stiskne levé tlačítko. Při kontrolním stavu jsou zobrazeny nesmyslné obrázky se znamení + v jednom z dolních rohů obrázku. Pacient stiskne tlačítko na levé straně klávesnice, pokud znaménko + je v levém rohu, nebo tlačítko na pravé straně, pokud toto označení je v pravém rohu.

Sémantické přiřazení slov, kdy je pacientovi znázorněna dvojice sloves na řádku. Pod řádkem je podstatného jméno. Je-li sloveso na pravé straně je silněji sémanticky spojeno s předloženým podstatným jménem, pacient stiskne tlačítko vpravo, a je-li sloveso na levé straně více sémanticky spojeno s podstatným jménem, stiskne levé tlačítko. Při kontrolním stavu jsou zobrazeny nesmyslné obrázky se znamení + v jednom z dolních rohů obrázku. Pacient stiskne tlačítko na levé straně klávesnice, pokud znaménko + je v levém rohu, nebo tlačítko na pravé straně, pokud toto označení je v pravém rohu.

5.6.3 ZRAKOVÉ ÚLOHY

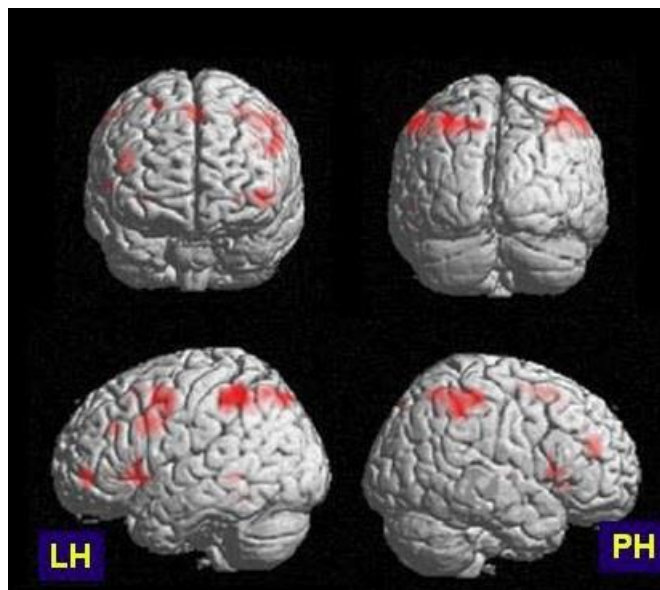
Mapování zorného pole, kdy je úkolem pacienta udržet pohled na centrální fixační bod (bod v centru displeje) bez pohybu očí. Okolo fixačního bodu je černobílý kostkovaný prsteneček, který bliká a mění velikost. Pacient stiskne tlačítko, pokud zjistí náhodné zmizení fixačního bodu.

5.6.4 PAMĚŤOVÁ ÚLOHY

N-back test, kdy ve stavu aktivace pacient označí tlačítkem shodu dvou písmen v případě opakování s odstupem jednoho obrazu. Během kontrolního stavu pacient označuje tlačítkem obrázky s písmenem X.

Modifikací této úlohy je promítání čtveřice slov. Úkolem pacienta je zapamatovat si tyto slova a jejich pozici. Po 7 sekundách se v jedné ze čtyř možných pozic objeví testovací slovo. Pacient manuálně signalizuje, zda nabízené slovo bylo v předcházející čtveřici a na totožné pozici, zda bylo ve čtveřici ale jinde, či se jedná o slovo dříve neuvedené. Během kontrolního stavu jsou promítány pozice se slovně uvedenou řadovou číslovkou pozice (první, druhý, třetí, čtvrtý). Pokud pozice a číslovka souhlasí, pacient signalizuje.

Obrázek 20 Aktivace při N-back testu



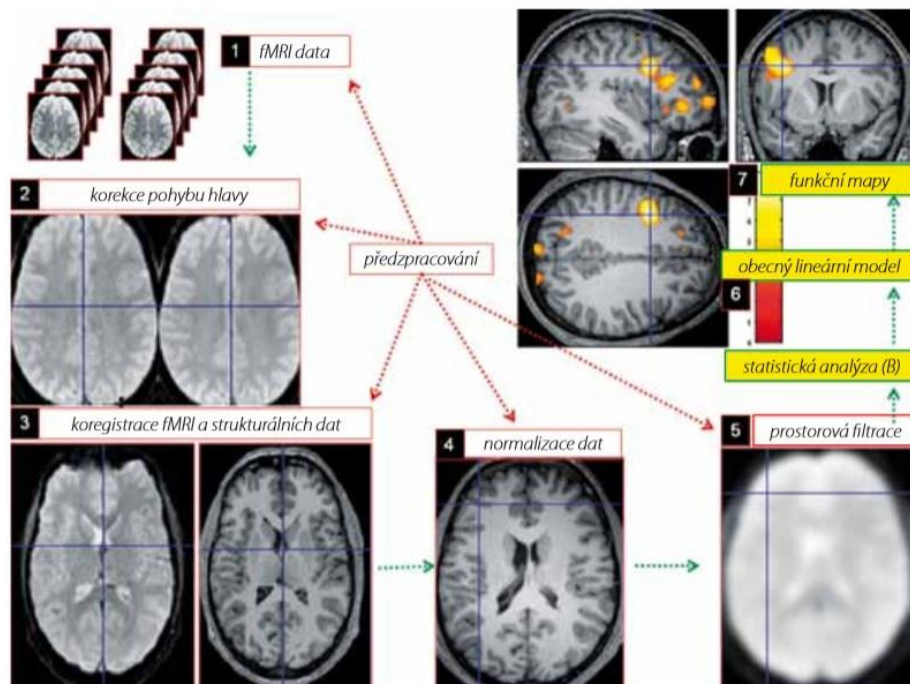
Zdroj: TINTĚRA, 2012, str. 95

6 ZPRACOVÁNÍ DAT

Po úspěšném vyšetření je získána sada MR snímků. Když jsou zanedbány snímky, které slouží k nastavení pozice a rozsahu snímání, zůstane nám minimálně sada snímků měřených během funkčního vyšetření. Je-li je použito v průběhu vyšetření více metod, nebo dojde-li k opakování stejné metody, je získáno i několik sad funkčních snímků. Obsahem sad těchto funkčních snímků jsou informace, jichž jsou zapotřebí k detekci aktivace a jsou tedy tím jediným skutečně nutným výstupem z provedeného měření. V klinické praxi jsou u pacienta měřeny i jiné druhy snímků. V první řadě se jedná o anatomické snímky s vysokým rozlišením, které jsou použity jako podklad pro lokalizaci aktivovaných oblastí. Dále to mohou být např. difuzně vážené snímky.

Díky mnoha možným artefaktům z pohybu, mozkové pulzace, proudění krve i pulzace mozkomíšního moku je potřeba data zpracovat. Zpracování dat zahrnuje dva hlavní kroky - předzpracování dat a jejich statickou analýzu. Na obrázku 21 je přehled postupů při zpracování naměřených dat.

Obrázek 21 Přehled postupů při zpracování dat



Zdroj: IBRAHIM, 2013, str. 12

6.1 PŘEDZPRACOVÁNÍ DAT

Po realizaci vyšetření je zapotřebí získaná data předzpracovat. Znamená to provést několik kroků s naměřenými daty za účelem jejich přípravy pro následnou statistickou analýzu. Předzpracování zahrnuje několik kroků: konverzi dat, korekci pohybových artefaktů, koregistraci s anatomickými obrazy, normalizaci stereotaktického prostoru a prostorovou filtraci dat. Na obrázku X je znázornění jednotlivých kroků předzpracování (SLEZÁK, 2014).

6.1.1 KONVERZE DAT

Prvním krokem je konverze dat získaných z MR tomografu do standardního formátu. Nejčastěji se používá formát nifti z angl. The Neuroimaging Informatics Technology Initiative. Data lze převést např. pomocí utility DICOM conversion, která je součástí programu Statistical Parametric Mapping, nebo utility dcm2nii, která je součástí programu MRICron.

6.1.2 KOREKCE POHYBOVÝCH ARTEFAKTŮ

Korekce pohybových artefaktů je jednou z důležitých operací s funkčními snímky. Velmi malé pohyby hlavy mohou být totiž hlavním zdrojem artefaktů při statické analýze. Vlivem srdeční činnosti i samotný mozek pulzuje. Pohybu hlavy se snažíme předcházet poučením pacienta a určitou formou fixace, např. pěnové ucpávky. V principu jde o to, že je porovnána celá série vzhledem k jednomu, nejčastěji prvnímu obrazu. První nasnímaný obraz je brán jako referenční a každý další se snažíme natočit a posunout tak, aby se s referenčním co nejlépe shodoval. Využívá se k tomu řada softwarů, jenž obsahují vlastní algoritmy, pomocí kterých je korekce prováděna (CHLEBUS, 2005).

6.1.3 KOREGISTRACE S ANATOMICKÝMI OBRAZY

Funkční MR data jsou zdrojem informace o stavu zkoumané funkce mozku. Tyto data ale mají nižší prostorové rozlišení a horší anatomické detaily a proto se nehodí pro zobrazení anatomických i patologických mozkových struktur. Proto se pro lepší vizualizaci výsledků funkčních map data koregistrují se strukturálními obrazy s vysokým rozlišením (IBRAHIM, 2013).

6.1.4 PROSTOROVÁ NORMALIZACE

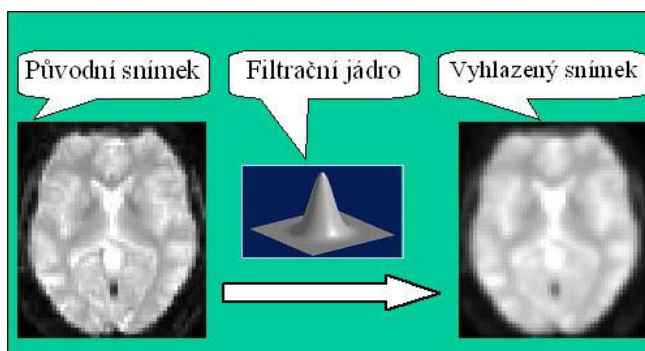
Prostorová normalizace je použita hlavně ve výzkumném použití. Tato operace, transformuje snímky do standardního stereotaktického prostoru. Výstupní data je možno srovnávat mezi různými osobami, s anatomickými atlasy a umožňují orientaci podle standardizovaných souřadnic. Princip prostorové normalizace je v transformaci snímků individuálního mozku k mozku referenčnímu, jenž je umístěn v určitém souřadném systému. K této transformaci je použito posunů, rotací, zvětšení, zmenšení a zkosení, aby měli snímky co největší shodu s transformační šablonou.

6.1.5 PROSTOROVÁ FILTRACE DAT

Prostorová filtrace dat spočívá v rozmazání naměřených dat s použitím Gaussova filtru. Důvodem této filtrace je především zlepšení poměru S/Š a dále zajištění správných statistických vlastností dat potřebných pro další analýzu (SLEZÁK, 2014).

Rozmazání obrazů prostorovou filtrací může vést nejen ke změně velikosti aktivovaných oblastí a snížení BOLD efektu, ale také k úplné ztrátě aktivace v případě menších aktivací. Z tohoto důvodu byly navrženy i jiné algoritmy filtrace dat, např. tzv. adaptivní filtrace. Obecným principem adaptivního filtru je, že neprůměruje přes jakékoli sousední voxely, ale pouze přes oblasti, které mají jistou podobnost (TINTĚRA, 2012).

Obrázek 22 Prostorová filtrace



Zdroj: <http://fmri.mchmi.com>

6.2 STATISTICKÁ ANALÝZA

Statistické metody jsou používány pro zjištění relevantních změn signálu, které skutečně reprezentují aktivaci mozkových buněk. Velikost signálových změn je malá, proto musíme pro získání relevantních aktivací použít vhodný typ statistické metody. Velká část prakticky používaných metod pro zjištění aktivace je založena na jednorozměrné statistice. Nejčastěji je použita tzv. voxel-by-voxel metoda, kdy je analyzována časová sérii naměřených dat zvlášť pro každý voxel.

Výsledkem voxel-by-voxel detekční metody je statistická parametrická mapa. Získaná statistická mapa obsahuje v každém bodě hodnotu statistiky pocházející z příslušného rozdělení. Pro orientaci a hodnocení je tato mapa nevýhodná. Je potřeba provést její prahování. Znamená to, že pro každý bod je nutno rozhodnout o významnosti či nevýznamnosti statistické hodnoty, Tedy o jeho aktivaci. Teprve prahovanou statistickou mapu, která zobrazuje barevné skvrny, považujeme za výslednou mapu detekovaných aktivací a ta je následně použita k hodnocení výsledku (CHLEBUS, 2005).

6.2.1 OBECNÝ LINEÁRNÍ MODEL

Nejpoužívanější statistickou metodou pro vyhodnocení funkčních dat je obecný lineární model (dále jen GLM, z angl. general linear model) umožňující řadu technik

pro zkoumání vztahu mezi závisle proměnnou a nezávislými proměnnými. Zjednodušeně lze říci, že principem metody je porovnání naměřených funkčních dat a modelu, který odpovídá stimulaci mozku podle zvoleného paradigmatu. V oblastech, kde si data a model odpovídají, je předpokládána existence aktivace mozku. Tato analýza se pak provádí pro každý voxel ve vyšetřovaném objemu (SELZÁK, 2014).

6.2.2 PROSTÁ SUBTRAKCE

Je to nejjednodušší přístup, ale zároveň nejnáchylnější na různé artefakty. Principem této metody je prostý rozdíl průměrné hodnoty signálu v době aktivity a průměrné hodnoty signálu v době klidu (CHLEBUS, 2005).

6.2.3 T-TESTY

O něco lepší výsledky je možno získat použitím srovnání těchto průměrů t-testem, kdy je rozdíl průměrů navíc vážen směrodatnou odchylkou.

6.2.4 KORELAČNÍ A REGRESNÍ ANALÝZA

Tato metoda předpokládá jistý tvar měřeného signálu. Modeluje HRF dle znalostí průběhu stimulace. Regresní analýza se pokouší vysvětlit chování variability v datech pomocí jednotlivých modelovaných průběhů signálu a následně se testuje jejich významnost.

7 ÚLOHA RADIOLOGICKÉHO ASISTENTA

Prvním krokem RA je zjistit, jestli má pacient podepsaný informovaný souhlas s vyšetřením a nemá kontraindikaci k vyšetření. Informovaný souhlas obsahuje označení zdravotního výkonu, co je účel toho výkonu a jak bude výkon probíhat. Zjištění, zdali nemá pacient kontraindikaci, RA provede zkontrolováním dotazníku, který s pacientem vyplnil indikující lékař. Pro jistotu RA důkladně vyzpovídá pacienta, ohledně kontraindikací. Mezi nejzávažnější kontraindikace patří kardiostimulátor (jsou ovšem nové kardiostimulátory, které lze pomocí kardiologa přepnout do stavu, kdy s ním pacient může do MR přístroje), elektronicky řízené implantáty, cévní svorky z feromagnetického nebo neznámého materiálu, kovová tělesa v oku. Poté pacienta požádá o odložení veškerých kovových předmětů, např. hodinek, brýlí, pásku, atd.

Druhým krokem je seznámit pacienta s vyšetřením. Upozornit ho na veliký hluk, který je při vyšetření a dobu trvání vyšetření. Pacient je RA poučen, že je velice důležité, aby zamezil jakémukoliv pohybu. Jelikož je toto vyšetření poměrně náročné zejména na spolupráci pacienta, je vhodné mít dost času na vysvětlení. Pro zajištění co nejlepší spolupráce je nutné pacienta pečlivě instruovat, podat podrobné vysvětlení o povaze vyšetření a zodpovědět případné dotazy. Vysvětlit pacientovi, co přesně se po něm bude požadovat. Projít si s pacientem zvolena paradigmatata, třeba i několikrát, a ujistit se že to pacient pochopil.

Dalším krokem je uložení pacienta do přístroje a příprava pomůcek. Velice důležité je zamezit pohybu hlavy pomocí pěnových vycpávek. Pacient je vybaven pomůckami podle typu prováděného měření. Správné nastavení zrcátka a plátna na promítání vizuálních podmětů, nebo tlačítkové klávesnice pro záznam odpovědí. Pro případ, že pacient bude mít nějaké potíže, RA vloží do ruky pacienta signální balonek, jehož zmáčknutím přivolá RA. Když se RA ujistí, že je pacient pohodlně uložen v přístroji a dobře vidí na plátno, může začít s vyšetřením.

Během vyšetření, mezi sekvencemi, je dobré, aby RA pacienta informoval, co se bude dít a jaké úlohy budou následovat. Je velice důležité, aby RA postupoval přesně podle zvoleného paradigmatu. Dodržení časových intervalů mezi stavy klidu a

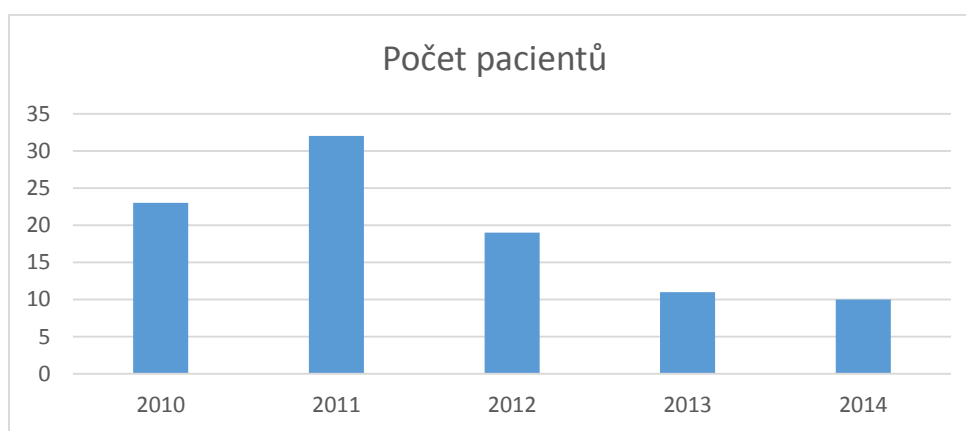
stimulačními stavy je zásadní. U některých paradigmat je možno sledovat, zdali pacient vykonává úlohu, např. klepání prstů nebo pohyb nohy. Při pasivní stimulaci ruky musí RA být ve vyšetřovací místnosti a provádět stimulaci.

Po skončení vyšetření je pacient RA vysunut z gantry a je vyzván, aby opustil vyšetřovací místnost. Poté se ho zeptá, zda pochopil úkoly a nebyly-li s nimi problémy.

8 PŘÍNOS VYŠETŘENÍ

Na našem pracovišti v Nemocnici Jablonec nad Nisou, Radiodiagnostické oddělení, bylo vyšetřeno 95 pacientů na magnetické rezonanci v období roku 2011 – 2014.

Graf 1 Počet pacientů



Vyšetření byla provedena na přístroji Philips Achieva 1,5T. Zobrazení úloh bylo realizováno pomocí projektoru, umístěného v ovládací místnosti. Vizuální úlohy byly promítány na plátno, umístěné ve vyšetřovací místnosti. Zrcátko, které je součástí hlavové cívky od firmy Philips, viz obrázek 23, umožňuje pacientovi vidět promítané úlohy na plátně.

Obrázek 23 Hlavová cívka



Zdroj: <http://www.invivocorp.com>

Paradigmata byly zvolené pro motorické úlohy, řečové úlohy. Pro motorické úlohy bylo použito:

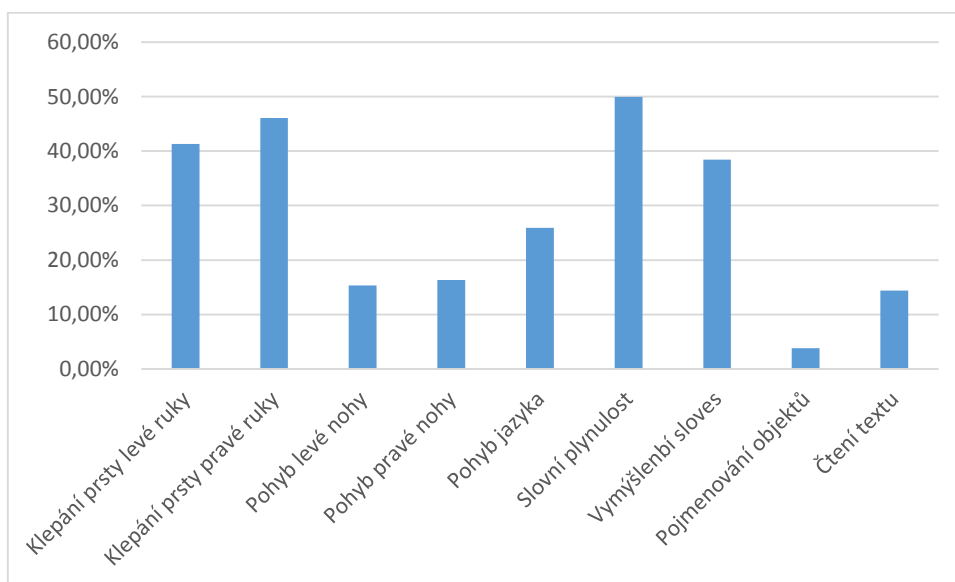
- Klepání prstů pravé nebo levé ruky
- Pohyb levé nebo pravé nohy
- Pohyb jazyka z jedné strany na druhou

Pro řečové úlohy bylo použito:

- Slovní plynulost
- Vymýšlení sloves
- Pojmenování objektů
- Čtení textu

U 95 pacientů, bylo použito 262 aktivačních úloh. U dvou pacientů se aktivace nezdařila. U prvního z důvodu nespolupráce pacienta, u druhého z důvodu expresivní fatické poruchy. V grafu 2 je procentuální znázornění provedených úloh, vzhledem k celkovému počtu vyšetřených pacientů.

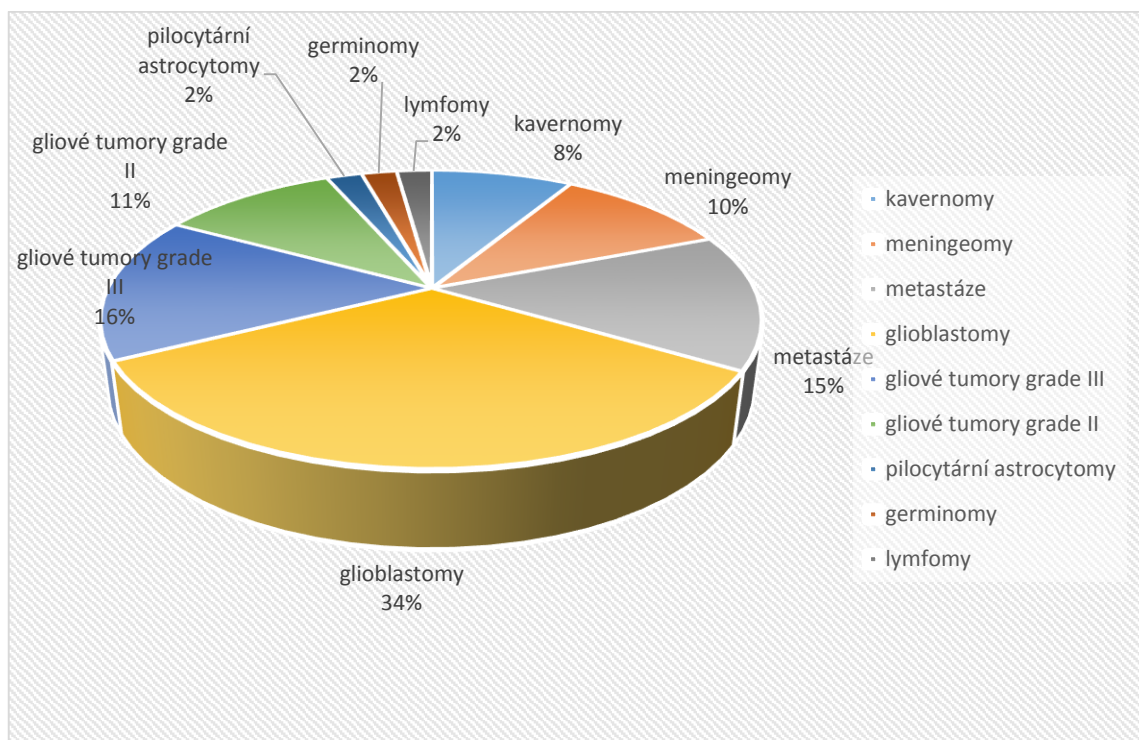
Graf 2 Četnost aktivačních úloh



U 95 vyšetřených pacientů bylo diagnostikováno:

- 8 kavernomů
- 10 meningeomů
- 14 metastáz
- 32 glioblastomů
- 15 gliových tumorů grade III
- 10 gliových tumorů grade II
- 2 pilocytární astrocytomy
- 2 germinomy
- 2 lymfomy

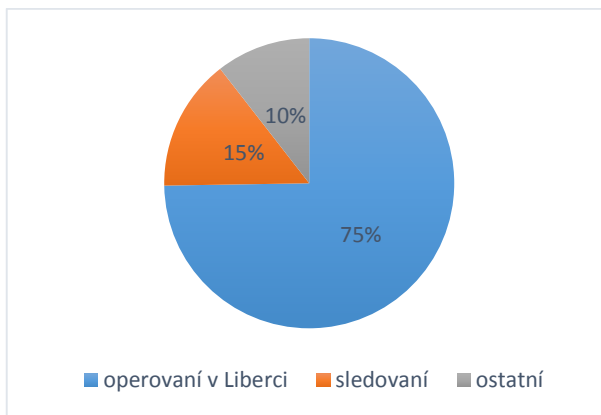
Graf 3 Podíl histologických nálezů



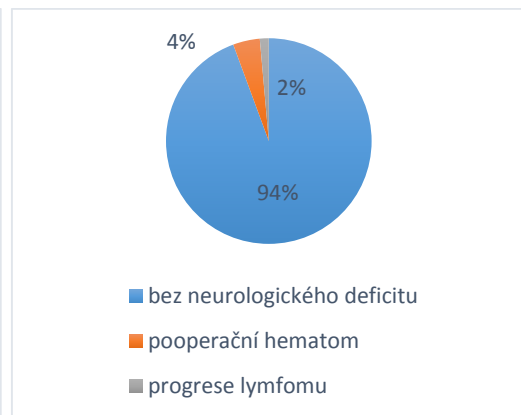
Z histologického hlediska se nejčastěji jednalo o glioblastomy (34%). Přibližně o polovinu menší výskyt měly gliové tumory grade III (16%) a metastázy (15%). Téměř stejné zastoupení měly gliové tumory grade II (11%), meningeomy (10%) a kavernomy (8%). Nejnižší podíl z celku připadlo na pilocytární astrocytomy (2%), germinomy (2%) a lymfomy (2%).

Z celého souboru 95 pacientů bylo 71 operováno v Krajské nemocnici Liberec, bylo provedeno 11 biopsií a 60 resekci. Mimo kraj bylo ošetřeno, eventuálně operováno 10 pacientů. U čtyř případů došlo v časném pooperačním období k progresi neurologického deficitu. U třech pacientů byl důvodem pooperační hematom a v posledním případě došlo k časné progresi lymfomu. Zbýlých 67 pacientů bylo bez nově vzniklé deteriorace neurologického stavu. Z celkového uvedeného počtu je 14 neoperovaných pacientů sledováno.

Graf 4 Terapeutické využití fMR



Graf 5 Pooperační stavy



9 DISKUZE

V úvodních kapitolách bylo opakovaně zmíněno, že jedním z hlavních cílů této práce je objasnění úlohy RA při funkčním vyšetření mozku na magnetické rezonanci.

Jak bylo podrobně uvedeno v sedmé kapitole, RA musí při funkčním vyšetření mozku na magnetické rezonanci v první řadě zjistit, zdali má pacient podepsaný informovaný souhlas s vyšetřením a vyzpovídat pacienta ohledně kontraindikací. RA poté seznamuje pacienta s průběhem vyšetření, vysvětlí mu, proč je nezbytné, aby se v průběhu vyšetření vyvaroval jakéhokoliv pohybu, prochází podrobně s pacientem zvolená paradigmatata a v případě dotazu ze strany pacienta je připraven adekvátním způsobem odpovědět. Další z úloh RA při vyšetření mozku na fMR je uložení pacienta do přístroje a připravení pomůcek. V neposlední řadě pak RA informuje při samotném vyšetření pacienta o jeho průběhu, přičemž dbá na to, aby postupoval přesně dle zvoleného paradigmatu a aby byly dodržovány časové intervaly mezi stavy klidu a stimulačními stavy.

Z toho je patrné, že pro práci RA musí být tento, nejen vybaven odbornými znalostmi do takové výše, aby byl s to, informovat pacienta o průběhu vyšetření, zodpovědět mu veškeré jeho dotazy, osvětlit mu případné nejasnosti atp., ale RA musí být zároveň i dostatečně empatický a zvládat komunikaci na takové úrovni, aby pacient nabyl klidu a dušení pohody, neboť jedině v takovém případě lze zajistit bezproblémový průběh vyšetření a transparentnost výsledků.

Práce RA tedy hraje při funkčním vyšetření mozku na fMR velmi důležitou roli a RA je lékaři důstojným partnerem, neboť v případě jakéhokoli pochybení RA v průběhu vyšetření může toto negativně ovlivnit celý jeho výsledek.

Druhým, neméně důležitým cílem této práce, bylo stručné vysvětlení principu funkčního vyšetření mozku pomocí MR a jeho značného přínosu při terapii.

Metodám sledování mozkové aktivity se detailně věnuje třetí kapitola, ve které jsou uvedeny jak starší klasické metody, jako jsou EEG a MEG, tak i metody současné, tj. PET a fMR. Porovnáme-li tyto metody z hlediska časového a prostorového rozlišení tak zjistíme, že EEG a MEG mají nejvyšší časové rozlišení, ale nízké prostorové

rozlišení. Metoda PET má vysoké časové rozlišení, ale především vystavuje pacienta radiační zátěži. Nejlepší prostorové rozlišení i slušné časové rozlišení poskytuje metoda fMR. Poslední zmíněnou metodou se zabývá čtvrtá kapitola, ve které je objasněn jak její princip, tak je i popsán samotný přístroj MR. Metodě fMR se věnuje i kapitola pátá, ve které jsou zmíněna specifika tohoto vyšetření a kapitola šestá, která osvětluje metodu zpracování dat.

Na pracovišti Radiologického oddělení Nemocnice Jablonec n. N., bylo v rozmezí let 2011 až 2014 vyšetřeno metodou fMR 95 pacientů, přičemž podrobnější údaje o těchto vyšetřeních lze nalézt v osmé kapitole této práce.

Tato metoda, i přes některé své nevýhody, jakými jsou např. časová a ekonomická náročnost a různé kontraindikace (těmi se zabývá kapitola sedmá), se v kontextu s informacemi uvedenými v předchozích kapitolách, jeví pro většinu případů funkčního vyšetření mozku jako nejvhodnější.

Obou hlavních cílů této práce, tj. objasnění úlohy radiologického asistenta a stručné vysvětlení principu funkčního vyšetření mozku pomocí magnetické rezonance, včetně jeho značného přínosu při terapii, se tak podařilo dosáhnout. Pro úplnost byla v této práci též popsána anatomie mozkových center, které se věnuje první kapitola a dále zde byla vysvětlena fyziologie mozkové aktivace (tou se zabývá kapitola druhá).

10 ZÁVĚR

O problematice radiodiagnostických vyšetření, včetně použití magnetické rezonance byla napsána a publikována řada odborných článků, publikací i celých monografií. V naší práci jsme se zabývali pouze zlomkem této obsáhlé kapitoly. Cílem práce bylo seznámení s principy funkční magnetické rezonance. Pro splnění svého cíle jsme použili studium materiálu z uvedené odborné literatury, konzultace a vlastní zkušenosti na radiodiagnostickém oddělení, včetně magnetické rezonance.

Každé onemocnění je pro pacienta stresující záležitostí a zejména nádorová onemocnění, která významně mění kvalitu života. Při nádorových onemocněních mozku tvoří funkční magnetická rezonance důležitou součást terapie. Data získaná při tomto vyšetření jsou podkladem pro vytvoření neuronavigace. Ta umožňuje neurochirurgovi provést operaci s menším rizikem následků. Výsledky v praktické části ukazují, že v 94% byly pacienti bez závažných neurologických komplikací. Uvedený výsledek je potvrzením přínosu a důležitosti tohoto vyšetření.

SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

American Society of Functional Neurology [online]. The American Society of Functional Neurology. 2008-2015. [cit. 15. 2. 2015]. Dostupné z: <http://www.asfnr.org>

BAERT, A.; KNAUTH M.; SARFOR K., 2007. *Clinical Functional MRI*. New York: Springer. ISBN 978-3-540-24469-1

BUXTON, R., 2009. *Introduction to Functional Magnetic Resonance Imaging*. New York: Cambridge University Press. ISBN 978-0-521-89995-6

ČIHÁK, R., 1997. *Anatomie 3*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing. ISBN 80-7169-140-2

fMRI BRNO [online]. fMRI TEAM BRNO. Last updated: 1.12.2013. [cit. 9. 2. 2015]. Dostupné z: <http://fmri.mchmi.com/>

CHLEBUS, P.; MIKL, M.; BRÁZDIL, M.; KRUPA, P., 2005. Funkční magnetická rezonance – úvod do problematiky. *Neurologia pre prax* [online]. 6(3), str. 140-145. ISSN 1339-4223. Dostupné z: http://www.solen.sk/index.php?page=pdf_view&pdf_id=1802&magazine_id=3

IBRAHIM, I.; TINTĚRA, J., 2013. Teoretické základy pokročilých metod magnetické rezonance na poli neurověd. *Česká radiologie* [online]. 67(1), str. 9-18. ISSN 1210-7883. Dostupné z: http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad_1301_9_18.pdf

MASSIMO, F., 2009. *fMRI Techniques and Protocols*. New York: Humana Press. ISBN 978-1-60327-918-5

NĚMCOVÁ, J. a kol., 2013. *Skripta k předmětům Výzkum v ošetrovatelství, Výzkum v porodní asistenci a Seminář k bakalářské práci*. Plzeň: Maurea. ISBN 978-80-902876-9-3

PAIL, M. a kol., 2014. Multimodální přístup k funkčnímu zobrazení mozku. *Neurologie pro praxi* [online]. 15(1), str. 26-30. ISSN 1803-5280. Dostupné z: <http://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2014/01/06.pdf>

SCOTT, F., 2006. *Functional MRI*. New York: Springer. ISBN 978-0387-23046-7

- SEDLÁŘ, M.; STAFFA, E.; MORNSTEIN, V., 2014. *Zobrazovací metody využívající neionizující záření* [online]. Brno: Masarykova univerzita, Biofyzikální ústav. ISBN 978-80-210-7156-8
- SEIDL, Z. aj., 2012. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-247-4108-6
- SLEZÁK, O., 2014. Technické aspekty funkční magnetické rezonance. *Praktická radiologie*. 1. čtvrtletí, str. 6-11. ISSN 1211-5053
- TINTĚRA, J., 2012. *Zobrazování mozkových funkcí magnetickou rezonancí*. Habilitační práce. Praha: České vysoké učení technické, Fakulta jaderná a fyzikálně inženýrská. [cit. 1.3.2015]
- TÜDÖS, Z.; HLUŠTÍK, P.; HOK, P., 2011. Vyšetření verbální pracovní paměti metodou funkční MR. *Česká radiologie* [online]. 65(1), str. 14-18. ISSN 1210-7883. Dostupné z: http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad_1101_14_18.pdf
- ULMER, S.; JENSEN, O., 2010. *fMRI – Basic and Clinical Applications*. Berlin: Springer. ISBN 978-3-540-68131-1
- VÁLEK, V.; ŽIŽKA, J., 1996. *Moderní diagnostické metody III díl – magnetická rezonance*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně. ISBN: 80-7013-225-6
- VOMÁČKA, J.; NEKULA, J.; KOZÁK, J., 2012. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-3126-0
- ZOLAL, A. aj., 2008. Použití DTI traktografie v neuronavigaci při operacích mozkových nádorů: kazuistiky. *Česká a Slovenská neurologie a neurochirurgie* [online]. 71(3), str. 352-357. ISSN 1802-4041. Dostupné z: http://www.prolekare.cz/pdf?ida=nn_08_03_15.pdf

PŘÍLOHY

Mgr. Jitka Řehořová, MBA
Hlavní sestra
Nemocnice Jablonec nad Nisou, p.o.

Věc: Žádost o povolení ke zpracování a analýze anonymních dat z magnetické rezonance jako součást bakalářské práce.

Vážená hlavní sestro,

dovoluji si Vás požádat o povolení k použití anonymních dat z magnetické rezonance a tak získat nezbytné informace pro zpracování mé bakalářské práce na téma: *Využití magnetické rezonance při funkčním vyšetření mozku.*

Zavazuji se, že získané informace budou využity pouze ke zpracování bakalářské práce a nebudou žádným způsobem zneužity.



Žadatel

Jan Tomíšek

Student Vysoké školy zdravotnické, o.p.s., Duškova 7, Praha 5

Nemocnice Jablonec nad Nisou, p.o.
Mgr. Jitka Řehořová, MBA

náměstek pro ošetrovatelskou péči
Nemocnice Jablonec nad Nisou

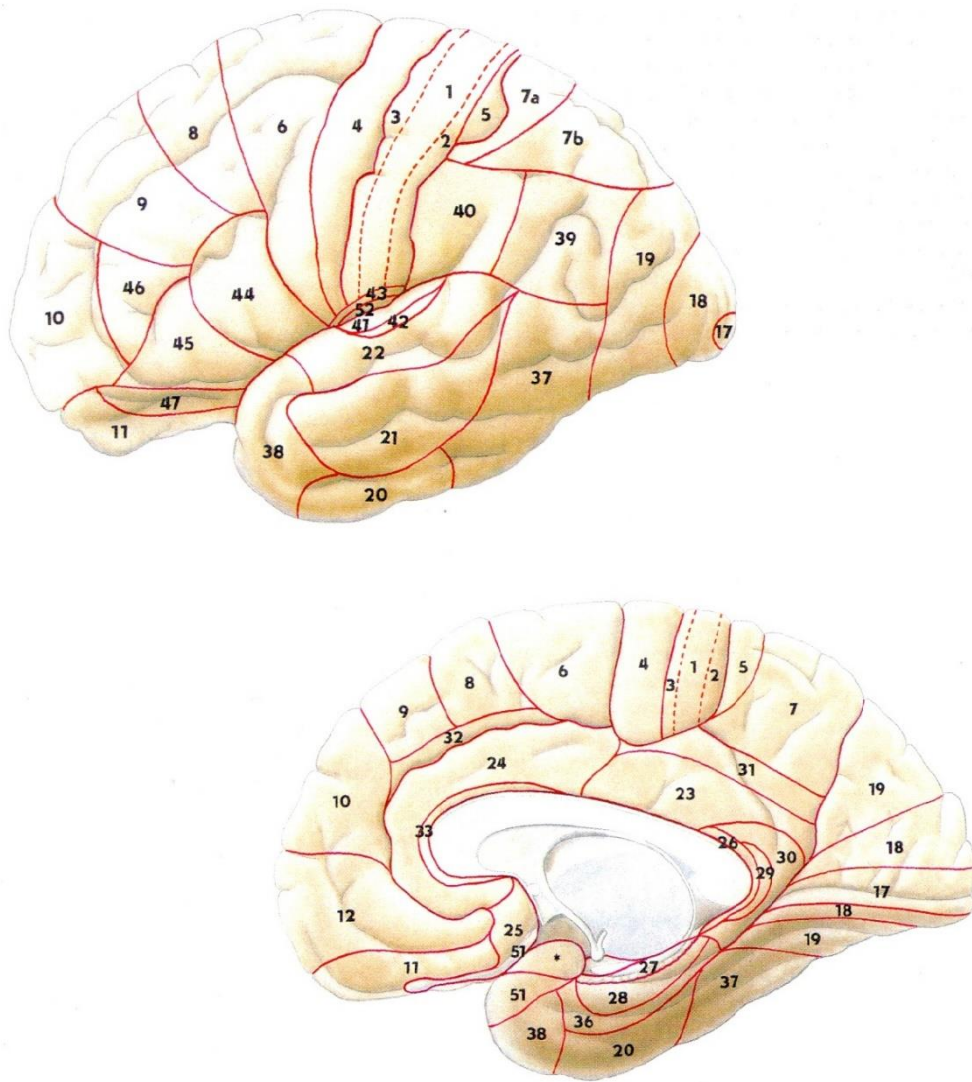


Přijala a souhlasí

Hlavní sestra Nemocnice Jablonec nad Nisou, p.o., Nemocniční 15, Jablonec nad Nisou

V Jablonci nad Nisou, dne 16.2.2015

Obrázek 24 Brodmanovy oblasti



Zdroj: ČIHÁK, 1997, str. 377