



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

Katedra zdravotních oborů a ochrany obyvatelstva

Magnetická rezonanční spektroskopie

Bakalářská práce

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví

Studijní obor: Radiologický asistent

Autor: **Antonín Zolák**

Vedoucí práce: prof. MUDr. Jozef Rosina, Ph.D.

Kladno 2017



CZECH TECHNICAL UNIVERSITY IN PRAGUE

FACULTY OF BIOMEDICAL ENGINEERING

Department of Health Care Disciplines and Population Protection

Magnetic resonance spectroscopy

Bachelor Thesis

Study programme: Specialization in Health Care

Branch of study: Radiology Assistant

Author: **Antonín Zolák**

Thesis advisor: prof. MUDr. Jozef Rosina, Ph.D.

Kladno 2017

Katedra zdravotnických oborů a ochrany obyvatelstva

Akademický rok: 2015/2016

Z a d á n í b a k a l á ř s k é p r á c e

Student: **Antonín Zolák**
Obor: Radiologický asistent
Téma: **Magnetická rezonanční spektroskopie**
Téma anglicky: Magnetic Resonance Spectroscopy

Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

Cílem bakalářské práce bude popis základního fyzikálního principu nukleární magnetické rezonance a její postavení mezi ostatními zobrazovacími metodami. Hlavním zaměřením práce jsou však diagnostické možnosti nejnovějších modalit magnetické rezonance (MRI), a to funkční a difuzní zobrazování pomocí MRI a především magnetická spektroskopie (CSI - Chemical Shift Imaging). Důraz bude kladen na úlohu radiologického asistenta v procesu celého diagnostického procesu, tj. na přípravu, provedení a následnou péči o nemocné u této vyšetřovací techniky.

Seznam odborné literatury:

- [1] ŽIŽKA, Jan, Jaroslav TINTĚRA a Marek MECHL, Protokoly MR zobrazování: pokročilé techniky, Praha: Galén, 2015, 163 s., 1. vyd., ISBN 978-80-7492-179-7
- [2] NEUWIRTH, Jiří, Anatomia neuro radiologica basalis, Nakladatelství Triton, 2006, 1. vyd., ISBN 80-7254-844-1
- [3] OPPELT, Arnulf ed., Imaging systems for medical diagnostics. Fundamentals, technical solutions and applications for systems applying ionizing radiation, nuclear magnetic resonance and ultrasound, Erlangen: Publicis Corp. Publ., 2005, 2. vyd., ISBN 3-89578-226-2

zadání platné do: 30.09.2017
Vedoucí: prof. MUDr. Jozef Rosina, Ph.D.

.....
vedoucí katedry / pracoviště

.....
děkan

V Kladně dne 22.02.2016

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem Magnetická rezonanční spektroskopie a úloha radiologického asistenta při vyšetření vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k bakalářské práci.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu §60 Zákona č.121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon).

V dne

.....

Antonín Zolák

Poděkování

S velikou úctou a respektem bych rád poděkoval vedoucímu mé bakalářské práce panu prof. MUDr. Jozefu Rosinovi, Ph.D. a konzultantce doc. Ing. Janě Vránové, CSc. za cenné rady, odborné vedení a připomínky, které mi v průběhu psaní této bakalářské práce poskytli.

Dále bych chtěl poděkovat Mgr. Monice Dezortové, Ph.D. za nadstandartní přístup, trpělivost a ochotu, kterou mi v průběhu zpracování bakalářské práce věnovala.

Stejně tak bych rád poděkoval radiodiagnostickému oddělení v Jablonci nad Nisou, které mi umožnilo přístup na své pracoviště a poskytly potřebná data k zpracování teoretické i praktické části.

Název bakalářské práce:

Magnetická rezonanční spektroskopie

ABSTRAKT

Bakalářská práce se zabývá zobrazením metabolitů v tkáních pomocí magnetické rezonance a zaměřuje se na úlohu radiologického asistenta v průběhu celého vyšetření. Důraz je kladen na jeho činnosti související s přípravou pacienta před vyšetřením a samostatnou realizaci zobrazování magnetickou rezonancí.

Cílem práce je popsat základní princip magnetické rezonance a její postavení mezi ostatními zobrazovacími metodami. Dále se zabývá specifickými pokročilejšími metodami zobrazení magnetickou rezonancí. Důraz je kladen na vyšetření magnetické rezonanční spektroskopie. Cílem je popsat danou metodu, postup práce radiologického asistenta v celém diagnostickém procesu, tj. přípravu, provedení a následnou péči o nemocné u této vyšetřovací techniky.

Klíčová slova:

Magnetická rezonance, spektroskopie, metabolity, radiologický, asistent

Bachelor's Thesis title:

Magnetic resonance spectroscopy

ABSTRACT

The Bachelor thesis deals with the imaging of metabolites in tissues by magnetic resonance and is focused on the task of a radiological assistant during the entire examination. The emphasis is put on his activities related to the preparation of a patient before the examination and independent realization of imaging by magnetic resonance.

The aim of the work is to describe the basic principle of magnetic resonance and its position among other imaging methods. It also deals with specific advanced methods of imaging by magnetic resonance. The emphasis is put on the examination of magnetic resonant spectroscopy. The aim is to describe the given method and the work procedure of a radiological assistant during the entire diagnostic procedure i.e. preparation, performance and follow-up care of the sick when using this examination technique.

Key words:

Magnetic resonance, spectroscopy, metabolites, radiologic, assistant

Obsah

1	ÚVOD	1
2	HISTORIE MR.....	3
3	TEORETICKÁ ČÁST	5
3.1	MR A OSTATNÍ ZOBRAZOVACÍ METODY	5
3.2	KONSTRUKCE MR.....	5
3.2.1	MR zařízení	6
3.2.2	Ovládací místnost.....	8
3.2.3	Stínění MR přístroje.....	9
3.3	ZÁKLADNÍ FYZIKÁLNÍ PRINCIPY	9
3.3.1	Relaxace	11
3.3.2	Zobrazovací sekvence.....	14
3.3.3	Rekonstrukce obrazu	14
3.4	MR MOZKU.....	15
3.5	SPECIFICKÉ METODY MAGNETICKÉ REZONANCE.....	16
3.5.1	Difuzní magnetická rezonance	16
3.5.2	Perfuzní magnetická rezonance.....	17
3.5.3	Funkční magnetická rezonance	17
3.6	MAGNETICKÁ REZONANČNÍ SPEKTROSKOPIE	20
3.6.1	MR spektrum.....	21
3.6.2	Metabolity a jejich význam	24
3.6.3	Vyšetřovací techniky	25
3.6.4	Vyhodnocování spektra	29
4	PRAKTICKÁ ČÁST	31
4.1	ÚVOD DO PRAKTICKÉ ČÁSTI.....	31
4.2	CÍLE PRAKTICKÉ ČÁSTI.....	31
5	POSTUP VYŠETŘENÍ MRS A ÚLOHA RADIOLOGICKÉHO ASISTENTA	32
6	KAZUISTIKY	37

6.1	KAZUISTIKA 1	37
6.2	KAZUISTIKA 2	41
6.3	KAZUISTIKA 3	46
7	ZÁVĚR.....	47
	SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ.....	49
	SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK	52
	SEZNAM POUŽITÝCH OBRÁZKŮ	54
	SEZNAM TABULEK.....	55
	SEZNAM PŘÍLOH	56

1 Úvod

Zobrazovací metody hrají důležitou roli v diagnostice většiny závažných onemocnění. Neustálý vývoj diagnostických přístrojů zdokonaluje zobrazení měkkých tkání, například vyšetření mozku (šedá a bílá kůra mozková) a tím napomáhá i ke správnému nastavení léčby. Výsledkem je poté cílená léčba pacienta, jejímž účelem je vyléčení nebo zlepšení kvality života.

Za začátek rozvoje zobrazovacích metod můžeme pokládat listopad roku 1895, kdy německý fyzik Wilhelmem C. Röntgen objevil rentgenové paprsky, čímž se zasloužil o rozvoj některých důležitých metod v diagnostice. Když o mnoho let později do našeho života vstoupily počítače, brzy se objevili nové, sofistikovanější diagnostické přístroje. Jedním z nich byla výpočetní tomografie (CT), která vytváří obraz na základě absorpce rentgenového záření a následné matematické rekonstrukce řezů lidského těla, čímž podává komplexnější informace v oblasti anatomie. Metody, využívající k diagnostice rentgenové záření, stály za vznikem lékařského oboru, nazvaného radiologie.

S objevem radioaktivních atomů se začalo rozvíjet i zobrazování pomocí aplikace tzv. radiofarmak. Využití radiofarmak v diagnostice (scintigrafie, SPECT, PET apod.) stálo za vznikem dalšího lékařského oboru, nazvaného nukleární medicínou.

Protože užití ionizujícího záření v diagnostice má negativní účinky na lidské tělo, rozvíjely se i zobrazovací metody, využívající k zobrazení tkání neionizující záření. Takovou zobrazovací technikou je například ultrasonografie.

Moje bakalářská práce se zabývá využitím další, velice sofistikované metody, která nevyužívá k zobrazování ionizující záření. Touto metodou je magnetická rezonance (MR). Hlavním zaměřením práce jsou diagnostické možnosti nejnovějších modalit a to magnetická rezonanční spektroskopie (MRS), difúzní (DWI), perfúzní (PWI) a funkční magnetická rezonance (fMRI).

Magnetická rezonance je metoda neinvazivní, jejími hlavními přednostmi je zobrazování měkkých tkání s dostatečným kontrastem. Navíc se zatím neprokázaly žádné nežádoucí účinky, a proto je vhodná i pro těhotné ženy, děti i pacienty s vyšší radiační zátěží z minulosti.

Jedním z vyšetření, které se provádí pomocí magnetické rezonance, je magnetická rezonanční spektroskopie (dále jen MRS). Nejedná se přímo o zobrazení tkání, ale o získání

informací o chemickém složení tkání. V současné době dochází k vývoji nových MR sekvencí a jejich rozvoji použití v klinické praxi. Jedním z faktorů, který je zapotřebí k provozu této metody, je zakoupení speciálního softwaru pro zpracování dat. Novější přístroje MR jsou většinou už vybaveny takovým softwarem. Vyšetření MRS se provádí rutinně v mnohých nemocnicích v České republice.

MRS je vyšetřením, při kterém je zapotřebí spolupráce mezi lékařem a radiologickým asistentem. Radiologický asistent musí znát anatomii vyšetřované oblasti (pro přesné zaměření místa zájmu) a znát program a postupy pro náběr a zpracování výsledných dat. Měl by zároveň ovládat i fyziologii a patofyziologii dějů, pro které jsou pacienti k magnetické rezonanční spektroskopii indikováni.

V teoretické části bakalářské práce se zaměřuji na základní fyzikální principy magnetické rezonance a její indikační postavení mezi dalšími zobrazovacími metodami. Dále popisují hlavní konstrukční prvky magnetické rezonance používané v současné době. Hlavním tématem teorie je popsat specifické metody magnetické rezonance a to především magnetickou rezonanční spektroskopii.

Praktická část bakalářské práce je stručným postupem a popisem práce radiologického asistenta při vyšetření magnetické rezonanční spektroskopie. Vše na příkladu provedených kazuistik tří pacientů, které slouží pro ilustraci samotné praxe.

Téma jsem si zvolil z toho důvodu, že jako radiologický asistent jsem postrádal ucelený popis praxe pro vyšetření MRS a to od přijetí pacienta, přes realizaci diagnostiky až po jeho propuštění. Tato bakalářská práce má proto sloužit jako materiál pro radiologické asistenty, kteří se budou chtít zaměřit na tyto specifický zobrazovací metody.

2 Historie MR

Zobrazování magnetickou rezonancí (Magnetic Resonance Imaging, zkr. MRI) patří k technicky nejsložitějším zobrazovacím systémům v medicíně. Prakticky se začala využívat v 70. letech minulého století a dnes je při některých diagnózách nenahraditelnou vyšetřovací metodou. I když princip MRI je znám dlouhou dobu, teprve rozvoj výpočetní techniky umožnil její vývoj tak, aby se stala rutinní zobrazovací metodou. Mnoho vědců se podílelo na vývoji, za zmínku stojí si připomenout alespoň některé.

Nikola Tesla (1856-1943) objevil točivé magnetické pole a dnes je po něm pojmenována jednotka intenzity vnějšího magnetického pole B_0 . *Sir Joseph Larmor* (1857-1942) byl irským fyzikem, který určil vztah mezi frekvencí precese a intenzitou magnetického pole. Tato rovnice je důležitá pro přenos energie do tkáně, která se později uvolňuje a vydává nukleární magneticko-rezonanční signál. V roce 1924, *Walter Gerlach* (1889-1979) a *Otto Stern* (1888-1969) publikovali výsledky experimentu, který ukazuje přítomnost kvantové povahy magnetického momentu u atomů stříbra. Narozený v Polsku (dříve Rakousko-Uherko), avšak vychován ve Spojených státech amerických, vědec jménem *Isidor I. Rabi* (1898-1988), studoval a později pracoval na Columbijské univerzitě, se už v raném věku zabýval magnetickými vlastnostmi krystalů. V roce 1930 začal zkoumat magnetické vlastnosti atomových jader za pomoci vylepšeného Sternova molekulárního paprsku, který sám zdokonalil. Detekoval a měřil jednotlivé stavy rotace atomů a molekul, čímž určil magnetický moment jader. Pro tento objev byl oceněn Nobelovou cenou za fyziku v roce 1944. O dva roky později, ve Spojených státech amerických, nezávisle na sobě *Edward M. Purcell* (1912-1997) a *Felix Bloch* (1905-1983) zjistili, že když se určitá jádra umístí do magnetického pole (B_0) a pohlí energii vyslanou v podobě elektromagnetického pulsu (RF), tak tuto energii excitovaná jádra vyzáří, když se vrací zpět do svého původního ustáleného stavu. Frekvence precesního pohybu jader, který je úměrný k B_0 a frekvence RF pulsu jsou podle Larmorova vztahu. Ve vodě a v parafínu měřili signál precese spinů. Společně v roce 1952 obdrželi Nobelovu cenu za fyziku.

Během tří desetiletí bylo v nukleární magnetické rezonanci provedeno mnoho vyšetření, zahrnující měření relaxačního času v živých buňkách, vyříznutých zvířecích tkáních, celé krve, plasmu, červených krvinek, kosterních svalů žab a i živých lidských dobrovolníků. V roce 1971 *Raymond Damadian* (nar. 1936), který pracoval v lékařském zařízení v newyorském Brooklynu,

měřil T1 a T2 relaxační časy zdravých a rakovinných tkání krys a uvedl, že rakovinná tkáň má delší relaxační čas než zdravá. Do roku 1974 byly všechny experimenty pouze jednorozměrné a postrádaly prostorovou informaci. Nikdo zatím nemohl vědět, kde MR signál v rámci vzorku vzniká. Toho roku *Paul C. Lauterbur* (1929-2007) pracující v USA a *Peter Mansfield* (nar. 1933), působící v Anglii, aniž by věděli, na čem oba pracují, popsali užití gradientního magnetického pole pro určení lokalizace MR signálu. Jejich objev je dnes základním kamenem při zobrazování magnetickou rezonancí. Za tento objev obdrželi v roce 2003 společně Nobelovu cenu za fyziologii a lékařství.

Jean Baptiste Joseph Fourier (1768-1830) byl matematik a jeho matematická transformace urychlila zpracování signálu nukleární magnetické rezonance pro rekonstrukci obrazu. V roce 1975 *Richard Ernst* popsal využití Fourierovy transformace a frekvenčního kódování k rekonstrukci 2D obrazu. Tato technika je základem dnešního zobrazování magnetickou rezonancí. Za svůj objev mu byla v roce 1991 udělena Nobelova cena za chemii. První klinické zobrazování bylo extrémně složité, časově zdlouhavé a také často neuspokojivé. V letech 1982 - 1983 několik skupin poukázalo, že dlouhé T2 vážené spin echo sekvence jsou lepší ke zvýraznění patologie. Vědci ukázali výhody zobrazování magnetickou rezonancí v době, kdy mnozí upozorňovali na nebezpečí poškození zdraví, způsobené použitím ionizujícího záření. Další výzkumy se týkali zobrazení srdce, při kterém bylo potřeba omezit pohybové artefakty způsobené srdečním a dýchacím pohybem. Zobrazování magnetickou rezonancí se v posledním čtvrt století stalo jednodušší a informace z vážených obrazů jsou mnohem obsáhlejší. (Geva, 2006, pp. 573-580)

Samotná MR spektroskopie sloužila původně ke studiu organických sloučenin a jejich složení. Využití ve zdravotnictví získává až v 70. letech minulého století díky svému neinvazivnímu přístupu ke studiu biochemických pochodů v živé tkáni. První vyšetření metabolitů neporušené biologické tkáně, publikovali dvě skupiny. V roce 1973 *Richard B. Moon* a *John H. Richards* užitím ^{31}P MR spektroskopie zkoumali neporušené červené krvinky a *David I. Hoult* a kol. v roce 1974 zkoumali sval z nohy odebraný z krysy. (Gaillard, 2005)

3 Teoretická část

3.1 MR a ostatní zobrazovací metody

Optimální vyšetření a léčba u pacientů, je doprovázena správnou a přesnou diagnózou. Za základní zobrazovací metody považujeme ultrasonografické vyšetření, rentgen či skiaskopii. Jedná se o vyšetření, poukazující na základní informaci o rozsahu postižení.

Přesnějšími a kvalitnějšími metodami v radiodiagnostice jsou výpočetní tomografie a magnetická rezonance. Tyto dvě uznávané diagnostické metody, v rámci kvality vyšetření lze kombinovat s PET či SPECT.

Hlavními výhodami MR oproti ostatním zobrazovacím metodám, je vysoká kvalita zobrazení měkkých tkání, a to především v oblasti hlavy a CNS, břicha a kloubů bez využití ionizujícího záření. Mezi další výhody řadíme zobrazení biochemických procesů a funkční vyšetření mozkové tkáně.

Nevýhodou MR je především dlouhá vyšetřovací doba a vysoké náklady na údržbu a provoz. Kontraindikací k vyšetření MR jsou pacienti s implantovanými elektrickými, či elektromagnetickými přístroji (kardiostimulátor, kochleární implantát, apod.). Mezi další rizikové faktory patří kovové implantáty, cévní svorky, stenty, intravaskulární spirály, apod. Vždy si musíme být jisti složením a magnetickými vlastnostmi implantátu. Způsobují rozsáhle artefakty, což zabraňuje kvalitnímu zobrazení anatomických struktur.

3.2 Konstrukce MR

Pro úplnost práce je potřebné věnovat prostor i popisu důležitých technických částí zobrazovacího systému.

Celý komplex MR zahrnuje více místností. Hlavní částí je vyšetřovací místnost, dále ovládací místnost a technická místnost pro chladič systém stacionárního magnetu.

3.2.1 MR zařízení

Ve vyšetřovací místnosti se nachází magnetická rezonance, obsahující gantry (tunel) a vyšetřovací stůl. Gantry je složen ze supravodivého magnetu, který je ponořen do tekutého, neustále cirkulujícího hélia. Hélium slouží jako chladicí prostředek, protože při velice nízkých teplotách (-270°C) je ve vodičích supravodivého magnetu nejnižší elektrický odpor. Pouze silné supravodivé magnety dosahují intenzity magnetického pole B_0 vyšší než 0,5 T. Pouze intenzity $\geq 1,5$ T umožňují provést vyšetření MR spektroskopie. (Vomáčka et al., 2012, pp. 52-53)



Obrázek 1 – MR gantry se stolem a hlavovou cívkou (Pracoviště MR Jablonec n. Nisou, vlastní)

Další součástí gantry je soustava radiofrekvenčních cívek, které dělí na tři druhy. Prvním druhem jsou *volumové cívky*, které slouží k vysílání elektromagnetických impulsů excitujících protony z paralelního do antiparalelního postavení. Rovněž slouží jako přijímací zařízení pro signál vycházející z vyšetřovacího místa o velikém objemu. Druhým typem jsou *gradientní cívky*, které se podílí na tvorbě obrazu. Vytvářejí tzv. přídavné gradientní pole, které mění sílu B_0 tak, že v žádném místě trojrozměrného prostoru nebude stejná. Síla polí vytvářené gradientními cívkami, jsou podstatně menší (mT). Jejich úkolem je určit rovinu řezu a šířku vrstvy. Jsou příčinou hluku, který vzniká během vyšetření. Poslední skupinou cívek nacházejících se uvnitř gantry, jsou *vyrovnávací cívky*, rovněž známé pod názvem „shim coils“. Slouží k vyrovnání nehomogenity

v magnetickém poli magnetu MR. Homogenita magnetického pole je důležitým faktorem kvalitního zobrazení vyšetřovacího objektu. (Válek & Žižka, 1996, p. 30)

Součástí zařízení jsou také cívky, které nejsou zabudované v gantry. Jedná se o tzv. *povrchové cívky* (surface coils). S těmito cívkami personál magnetické rezonance manipuluje a přikládá podle místa vyšetření. Jejich tvar je přizpůsoben tak, aby byly k vyšetřovaným částem těla co nejbližší, protože signál, který cívky přijímají, je velice malé intenzity a jeho zachycení z bezprostřední blízkosti zlepšuje poměr signál/šum, a tím i kvalitu zobrazení. Důležitým aspektem kvalitního MR zobrazení je, aby se pacient během vyšetření nehýbal. Cívky jsou složeny z měděných nebo zlatých drátěných závitů, v kterých se indukuje proud (mA). Potom se tyto signály zesilují a převádí v analogově-digitálním převaděči do počítače. Povrchové cívky jsou většinou pojmenované podle místa jimi vyšetřované oblasti.

Hlavová cívka (head coil) je svým tvarem uzpůsobena k vyšetření mozku a obličejové části. Tato cívka může mít doplňkové vybavení pro specifické vyšetření. Např. zrcátko pro čtení pokynů, která má pacient vykonávat během vyšetření funkční magnetické rezonance. Dostí používaná je kombinace hlavové a krční cívky, pro kompletní zobrazení kraniální oblasti. Pro vyšetření páteře se pod pacienta vkládá cívka, která zachytává současně signál z hrudní a bederní páteře (spine coil). Další druhy cívek slouží hlavně pro ortopedické účely: ramenní (shoulder coil), kolenní (knee coil), zápěstní (wrist coil) apod., avšak za pomoci flexibilních cívek (flexible coils) můžeme dosáhnout stejného výsledku. Podobným způsobem pracuje i ohebná cívka pro vyšetření orgánů břicha či hrudníku, kterou obtočíme kolem pacienta (body wrap around coil). Dosáhneme tak daleko lepšího výsledku, než při použití celotělové volumové cívky, která snímá signál s podstatně větší vzdáleností. Mezi speciální cívky patří endorektální cívka pro vyšetření rektu nebo prostaty a prsní cívka (bimamární), pro vyšetření obou prsů současně. Phased array coils je skupina cívek, které jsou společně v jednom pouzdře a slouží k vyšetření větší oblasti najednou s nejlepším poměrem signál/šum. (Válek & Žižka 1996, pp. 30-31)



Obrázek 2 – Povrchové cívky, zleva: hlavová, břišní a kolenní cívka (Pracoviště MR Jablonec n. Nisou, vlastní)

Pro lepší manipulaci s pacientem obsahuje MR přístroj polohovatelný stůl. Tento stůl může být stacionární a na pevně připevněn ke gantry MR, nebo může být odnímatelný a pojízdný. V tom případě je určený pro lepší přístup imobilního pacienta do vyšetřovací místnosti. Důležité je zmínit, že ve vyšetřovací místnosti u MR přístroje obsahující supravodivý magnet působí stálé magnetické pole. Pro pacienty, kteří jsou na lůžku a jejich převoz není možný ani na speciálním vozíku (např. u pacientů po operaci, vyšetřování MR pro kontrolu úspěšnosti provedené operace), je toto lůžko nezbytné. (Vomáčka et al., 2012, p. 54)

3.2.2 Ovládací místnost

Další součástí pracoviště MR je ovládací konzole. Jedná se o komunikační prostředek mezi obsluhovacím personálem přístroje a MR zařízením. Tato konzole je napojena na řídicí počítač a ovládá i kontroluje činnost MR. Jejimi důležitými funkcemi, o které se stará hlavně radiologický asistent, jsou: vkládání základních údajů o pacientovi podstupující vyšetření (jméno, rok narození, datum, typ vyšetření a poznámky k výkonu), dále příprava vlastního vyšetření („lokalizer“ nebo „survey“), kde radiologický asistent získává snímky nižší kvality z ortogonálních rovin, podle nichž naplánuje rozmezí daných řezů v jednotlivých sekvencích. Poté probíhá zadávání parametrů pro jednotlivé sekvence, kde se vybírají typy sekvencí (spin echo, gradient echo, atd.). Rovněž lze upravit TE a TR časy, změnit velikost matrix, gating atd. Po akvizici probíhá postprocessing, neboli vyhodnocení obrazu a manipulace s obrazovými daty. Tato data se nakonec archivují a odesílají do sítě PACS (Picture Archiving and Communication System). Pro zvýšení produktivity i uživatelského komfortu je velmi výhodné mít na pracovišti MR další vyhodnocovací stanice, jejíž software je rozšířen v oblasti postprocessingu. (Válek & Žižka 1996, pp. 31-32)



Obrázek 3 - Ovládací místnost s konzolí a postprocessingovou stanicí (Pracoviště Jablonec n. Nisou, vlastní)

3.2.3 Stínění MR přístroje

Pro správnou detekci velmi slabých elektromagnetických signálů vycházejících z vyšetřované tkáně a naopak k potlačení silného magnetického pole B_0 je potřeba důkladně odstínit MR přístroj od okolního prostředí. Pasivní stínění je tvořeno izolací stěn (i oken a dveří) silnými nemagnetickými plechy či měděným pletivem (Faradayova klec). Aktivní stínění je modernější způsob, který používá supravodivých cívek, jež tvoří magnetické pole v opačném směru a tím podstatně redukuje intenzitu magnetického pole MR přístroje. Jak už bylo řečeno v části o vyšetřovacím stole, je velice důležité si uvědomit, že uvnitř vyšetřovací místnosti působí stálé magnetické pole, a proto všechny přístroje a nástroje, které jsou potřeba při vyšetření (anesteziologické přístroje) nebo pro denní úklid oddělení, nesmí obsahovat ferromagnetický materiál.

3.3 Základní fyzikální principy

Pro pochopení principu magnetické rezonance je důležité uvést několik základních fyzikálních principů.

Každá hmota je tvořena z atomů. Každý atom se skládá z elektronového obalu, v němž jsou umístěny záporně nabitě elektrony a z jádra, obsahujícího kladně nabitě protony a také

neutrony, částice bez elektrického náboje. Pro zobrazení pomocí MR jsou důležitá atomová jádra, která mají nenulový magnetický moment m . Ten mají pouze jádra s lichým protonovým číslem. Protony v jádře se sudým počtem protonů vzájemně ruší svůj magnetický moment – tudíž je výsledný spin jádra celočíselný. Atomy s celočíselným spinem neovlivňuje vnější magnetické pole, a proto se nedají při MR využít.

Zobrazovací metoda magnetické rezonance (MRI) využívá prvky, které se vyskytují v hojné míře v organismu, zejména lehký vodík (^1H). Výhodou ^1H je, že jeho magnetický moment je vyšší vůči jiným prvkům s lichým protonovým číslem, které můžeme v MR zkoumat jako ^{13}C , ^{19}F , ^{23}Na , ^{31}P a ^{153}Gd . (Seidl, 2012, pp. 51-52)

V prostředí, ve kterém žijeme, není organismus vystaven většímu magnetickému poli než je přirozené magnetické pole Země. Směr vektorů rotačních os vodíku je v tkáni neuspořádaný a to způsobuje, že se magnetické momenty atomů vodíku navzájem ruší. Tkáň nemá magnetický moment a nejeví se navenek magneticky. Pokud tuto tkáň ale vložíme do vnějšího silného magnetického pole B_0 , vektory rotačních os vodíkových jader se uspořádají souběžně se siločarami vnějšího magnetického pole. Nepatrně větší část protonů se orientuje paralelně a menší zas na opačnou stranu, tedy antiparalelně. Podíl počtu zarovnaných protonů je závislý na síle magnetického pole B_0 . (Válek & Žižka 1996, p. 6)

Takto uspořádaná jádra vodíku v silném magnetickém poli (paralelně nebo antiparalelně) se nechovají staticky, neustále rotují kolem své osy (tomuto pohybu říkáme pohyb spinový) a tím jádra s lichým nukleonovým číslem vytvářejí ve svém okolí magnetické pole (magnetický moment μ).

Jádra v magnetickém poli B_0 vykazují další druh rotace, kdy rotační osa protonu vykonává pohyb po plášti rotačního kužele- tzv. pohyb precesní. S podobným typem pohybu se můžeme setkat u dětské hračky „káča“, která se nejen točí kolem své osy (spin), ale naklání se na všechny strany, aniž by se převrhla (precese). (Seidl, 2012, s. 52) Každé jádro má jinou frekvenci precesního pohybu, tzv. Larmorovu frekvenci, která je ovlivněna dvěma faktory. Závisí na magnetických vlastnostech daného jádra (tzv. gyromagnetickém poměru) a síle vnějšího magnetického pole B_0 (které je přímo úměrné).

Larmorova frekvence neboli precesní frekvence f daného jádra je vyjádřena rovnicí:

$$f = \frac{\mu B_0}{2\pi L}$$

kde μ značí magnetický moment daného jádra (s lichým nukleonovým číslem), B_0 je intenzita vnějšího magnetického pole, a L je moment hybnosti protonu, který je konstantní pro daná jádra. V rámci zjednodušení si můžeme konstantní hodnoty vyjádřit jako gyromagnetický poměr γ :

$$\gamma = \frac{\mu}{2\pi L}$$

Larmorovu rovnici, kde ω_L vyjadřuje Larmorovu frekvenci „precesního“ pohybu, si matematicky vyjádříme:

$$\omega_L = \gamma B_0 [\text{Hz}]$$

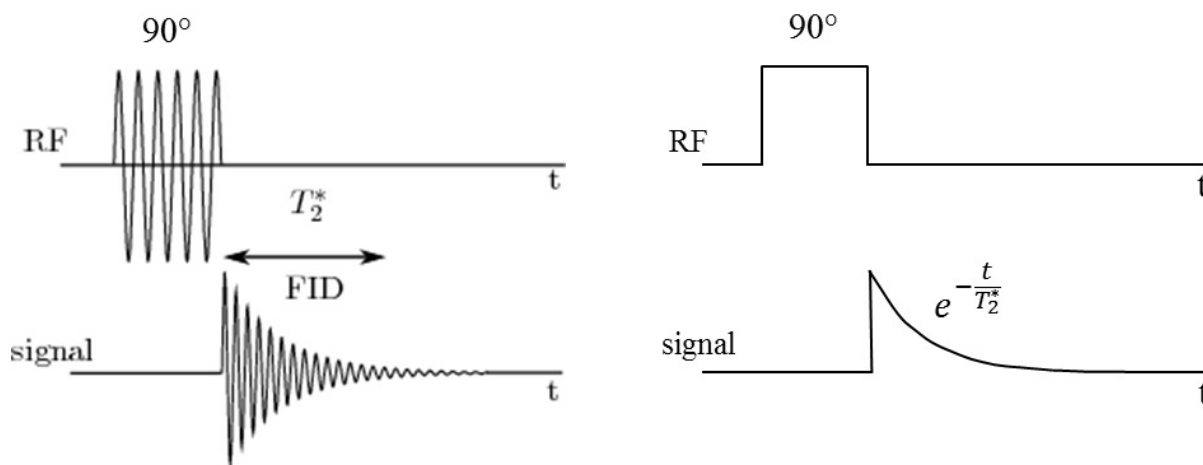
Například ve vnějším magnetickém poli o intenzitě 1,5 T má vodíkové jádro hodnotu Larmorovy frekvence 68, 87 MHz a v poli 3 T hodnotu 127, 74 MHz. (Dowsett, 2006, pp. 563-564)

Každá tkáň má svoji jedinečnou tkáňovou magnetizaci. Vlastní magnetické pole tkáně je překryto vnějším magnetickým polem B_0 a není samostatně měřitelné (podélná magnetizace). Změníme-li však uspořádání protonů tak, že bude mít magnetický moment jiný směr působení než směr siločar magnetického pole B_0 , jediné tehdy jej můžeme detekovat. Pro tento účel dodáme do tkáně elektromagnetický impuls B_1 (tzv. radiofrekvenční puls), který při přenosu energie vychýlí vektor magnetického pole tkáně o 90 až 180° (z horizontální polohy do příčné nebo anti-horizontální) a tím vznikne příčná magnetizace. Lze volit i jiné úhly. Aby došlo k dokonalému přenosu energie, musí být frekvence radiofrekvenčního pulsu na stejné úrovni jako Larmorova frekvence vodíku. Pokud se frekvence shodují, dojde k takzvané „rezonanci“. Odtud pochází název této zobrazovací techniky „Magnetická rezonance“. (Vomáčka et al., 2012, p. 48)

3.3.1 Relaxace

Po ukončení radiofrekvenčního pulsu se excitované protony začínají vracet do energeticky méně náročného stavu tím, že ztrácejí energii precesním pohybem a vrací se do původní, stabilnější polohy. Tento děj nazýváme relaxace. Časem se ztrácí příčná tkáňová magnetizace a klesá intenzita měřitelného signálu z tkáně. (Válek & Žížka 1996, p. 10) Tento signál dosahuje

nejvyššího píku v bodě transversální magnetizace, který při relaxaci klesá – probíhá k tzv. Free Induction Decay (FID). V tento moment proměnné magnetické pole indukuje harmonické elektrické pole v přiloženém vodiči a lze jej tedy detekovat jako signál.



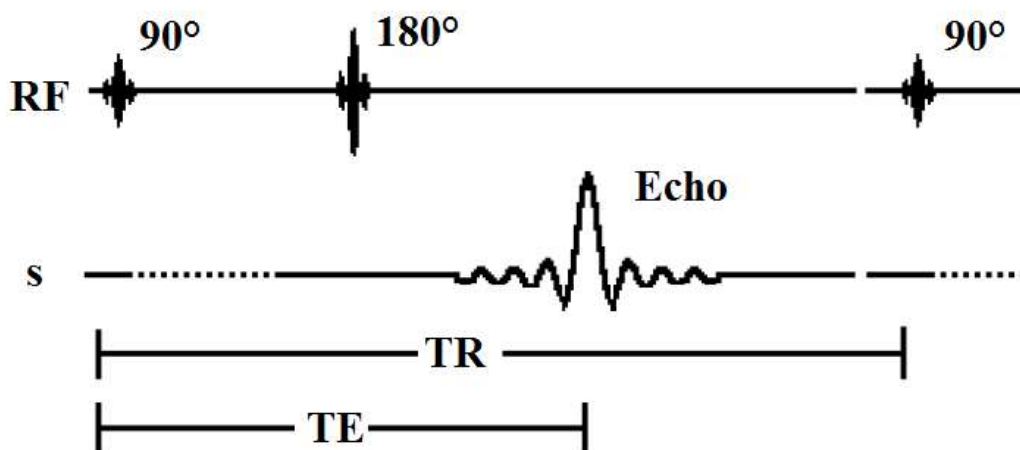
Obrázek 4- Free Induction Decay – znázornění RF pulsu a vysílaného signálu
(Káři et al., 2011)

Repetiční čas (TR)

Původem z anglického Repetition time. Je popisován jako čas mezi opakováním excitačních RF pulsů. Využívá se prakticky pro všechny vyšetřovací sekvence ke zdůraznění rozdílů v T1 a T2 relaxačních časech mezi různými tkáněmi.

Čas echa (TE)

Čas odezvy původem z anglického Time to echo. Popisuje, jakou rychlostí chceme detekovat signál příčné magnetizace. Jinak řečeno, jedná se o dobu, která uplyne od 90° excitačního RF pulsu do středu echa. (Seidl, Magnetická rezonance hlavy, mozku a páteře, 2007, stránky 56-57)



Obrázek 5 – Časový diagram repetičního času (TR) a času echa (TE), RF – radiofrekvenční puls, s – signál (vlastní)

T2 relaxační čas

Druhý relaxační proces, který probíhá podstatně rychleji je T2 relaxace. Dochází k zániku transverzální magnetizace způsobený rozfázováním magnetických momentů μ jednotlivých spinů. Ke ztrátě příčné magnetizace tedy dochází tehdy, když protony se vychylují a přestávají působit synchronně. I zde platí, že voda má dlouhý T2 relaxační čas a tuk krátký. Molekuly tuků, které se pohybují pomaleji, mají delší čas vytvářet nehomogenity v magnetickém poli tkáně a tím výrazně narušuje synchronní precesy okolních protonů. Tkáně s krátkým T2 relaxačním časem jsou tmavší (hyposignální) na T2 vážených obrazech. (Válek & Žižka, 1996, p. 11)

Tento jev je popisován jako míra ztráty signálu, v důsledku interakce mezi dipóly a jejím tkáňovým prostředím. Dochází k poklesu transverzální magnetizace z maxima na 37% původní hodnoty. Tento děj se označuje jako čas spin-spin. Při přítomnosti nehomogenit v magnetickém poli B_0 , můžeme mluvit o tzv. T2* relaxaci, pokud dochází k rychlejšímu zániku transverzální magnetizace. (Seidl & Vaněčková, 2007, pp. 284-285)

T1 relaxační čas

Jakmile se protonům přestane dodávat energie v podobě RF pulsu, nemají důvod dále zůstat v energeticky náročnějším stavu (antiparalelním postavení). Vrací se do základního stavu tím, že předávají přebytečnou energii do okolí, které je nazýváno lattice (mřížka). Mírou rychlosti zotavení této longitudinální magnetizace je relaxační čas T1 (nazýván také jako čas spin-mřížka). Tento děj je obvykle delší než doba excitace, a má postupný ráz. Průběh nárůstu longitudinální

magnetizace v čase lze graficky znázornit exponenciální přímkou. Definice označuje T1 relaxační čas jako dobu, která je nutná k zotavení 63 % původní longitudinální magnetizace. Velikostí (i hmotností) malé molekuly vody se pohybují rychleji a velké molekuly, například proteiny, se pohybují pomaleji. Středně velké molekuly například molekuly tuku se pohybují s frekvencí podobnou Larmorově, a proto tuk má kratší T1 relaxační čas (150-250 ms) než voda (mozkomíšni mok 2000-3000 ms) či tkáně bohaté na proteiny. Vzhledem k tomu, že Larmorova frekvence závisí na intenzitě magnetického pole, je i T1 relaxační čas závislý na intenzitě tohoto pole. Tkáně s krátkým T1 relaxačním časem jsou zdrojem silnějšího signálu, a jsou tedy světlejší (hypersignální) na T1 vážených obrazech. (Seidl, 2012, p. 55)

3.3.2 Zobrazovací sekvence

Spin Echo (SE) sekvence

Sekvence využívající po sobě jdoucích dvou pulsů, a to 90° excitačního pulsu, následovaného 180° refokuzacním pulsem, které se mnohokrát opakují. Společně se podílejí na vzniku echa v čase TE. Hlavní funkcí spin echa je vyvážení nehomogenit v polích kompenzací 180° pulsu a vznik T2 váženého obrazu.

Gradientní echo (GE) sekvence

Nekompenzuje odchylky magnetického pole a sekvence jsou T2* vážené. Dochází ke zvýšení množství artefaktů, horší zobrazení anatomických struktur a ztráty signálu. Vše je způsobeno využíváním gradientů opačné polaritě a nepřítomností 180° refokuzacního pulsu. (Seidl, Radiologie pro studium i praxi, 2012, str. 58)

Je mnoho další sekvencí užívaných v praxi, které mají opodstatnění v určení správné diagnózy nebo zkrácení vyšetřovací doby.

3.3.3 Rekonstrukce obrazu

Obrázky magnetické rezonance jsou 2D rovina rozdělená mřížkou na základní obrazové části nazývané pixely. Pixely jsou též nazývány jako voxely, protože by spíše měly označovat vrstvu nasnímaného prostoru, nežli jen dvourozměrnou rovinu. „Každý pixel je značen dvěma byty, což umožňuje 65536 různých možných hodnot.“ Tyto dvourozměrné řady pixelů tvoří K prostor.

Již podle prvního pohledu na hodnoty K prostoru lze určit parametry obrazu. Střed s nízkými hodnotami prostorové frekvence určuje kontrast výsledného obrazu, zatímco periferie kóduje rozlišení detailů výsledného obrazu. MR obraz z dat v K prostoru dostaneme zpětnou Fourierovou transformací. Princip této transformace spočívá v tom, že víme počet pixelů v mřížce a nasbíranou hodnotu součtu jednotlivých řad a sloupců. Metodou náhodného dosazení a následného upravení dosazených hodnot jsme schopni správně dopočítat číslo v každém jednotlivém pixelu. Ke každému číslu se přiřadí stupeň odstínu šedé tak, že menší čísla jsou světlejší, větší naopak tmavší. Pomocí takto upravených pixelů lze již rekonstruovat kvalitní a rozlišený obraz řezů. (Seidl & Vaněčková, 2007, p. 291)

3.4 MR mozku

V současné době má MR nejvíce využití v neuroradiologii, a to především pro svojí kvalitu zobrazení struktur měkkých tkání. Jednou z podstatných vlastností MR je i fakt, že k získávání informací nevyužívá ionizujícího záření. Tím je mnohem více vhodná pro malé děti, těhotné ženy a pacienty, kteří již v rámci léčby, či vyšetření obdrželi vysoké dávky ionizujícího záření.

MR lze využít nejen pro zobrazení anatomických struktur, ale i k posouzení biochemických procesů (MRS), včetně funkcí metabolismu (fMRI). Nejvíce pro vyšetření mozku, včetně CNS a kloubů. (Heřman, 2014, p. 179)

Hlavními indikacemi pro vyšetření magnetickou rezonancí jsou:

- Onemocnění bílé hmoty
- Diagnostika nádorů
- Anomálie mozku
- Záněty
- Degenerativní onemocnění mozku
- Diagnostika akutních ischemií
- Cévní mozkové léze (MR angiografie)

U specifických MR vyšetření lze pomocí kontrastní látky (KL) získat kvalitnější informace. Jedná se o látky s paramagnetickými a superparamagnetickými vlastnostmi. Zkracují

T1 a T2 relaxační časy a využívají se k vyšetření perfuze. Hlavní složkou KL je gadolinium, které je vysoce toxické, a proto musí být vázáno na ligandy. Při jejich sloučení vzniká Gd-chelátový stabilní komplex, který se stává pro organismus netoxickým.

Rizikovou skupinou pro podání KL jsou pacienti před transplantací jater či jiných orgánů, nebo s poruchou funkce ledvin, což může vést až ke vzniku nefrogenní systémové fibrózy. (Seidl, 2012, pp. 80-81)

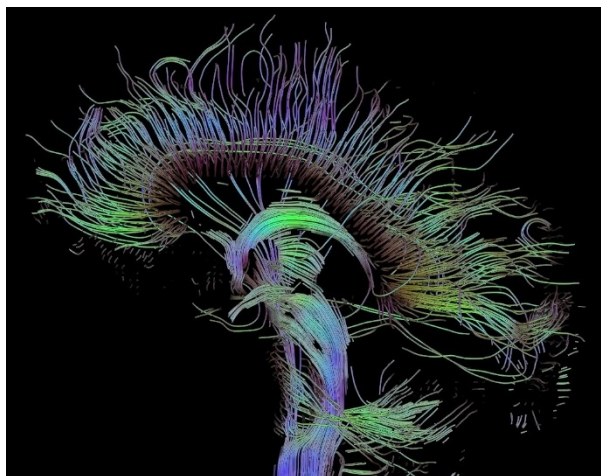
3.5 Specifické metody magnetické rezonance

3.5.1 Difuzní magnetická rezonance

Difuzní magnetická rezonance umožňuje zobrazit pohyb molekul v určitém směru a jeho souvislost s mikroskopickou strukturou tkáně. Jedná se o difuzní pohyb způsobený tepelnou energií a rozdílu koncentrací látek ve tkáni. Tento typ vyšetření nemá relativní závislost na relaxačním času T1, T2 nebo hustotě vodíkových jader. Difuzní zobrazení se uplatňuje u případů prokázání ischemického poškození mozku, které je možné detekovat dříve než s použitím T2 sekvencí či jiné zobrazovací metody (CT). Další možnost využití metody je hodnocení buněčného složení mozkových nádorů nebo změn způsobené roztroušenou sklerózou, Alzheimerovou chorobou, schizofrenií, apod.

Směr difuze může být nahodilý či naopak usměrněný na některé směry. Daný směr lze zjistit opakováním akvizice dané vrstvy tkáně a změnou orientace magnetických gradientů, docílíme zobrazení jednotlivých směrů. Pro výpočet směru difuzního pohybu se obvykle počítá z 12 až 256 směrů. (Sedlár et al., 2014, p. 96)

První metoda výsledného obrazu difuzního zobrazení je šedo-škálová mapa (DWI), kde každému pixelu je přiřazen odstín šedi dle vypočítaného difuzního koeficientu z dané lokalizace. Druhá metoda počítá z více směrů difuzního pohybu a vzniká tak barevná mapa mozku (DTI), kdy směry difuzního pohybu jsou vyjádřeny jednotlivými barvami (obr. 4.1). V klinické praxi se však častěji setkáme s metodou DWI.



Obrázek 6 - DTI obraz mozku zobrazující směry difuze (Sedlář et al., 2014, p. 95)

3.5.2 Perfuzní magnetická rezonance

Metoda měření kapilární perfuze (PWI) s použitím KL na bázi gadolinia. Kontrastní látka způsobí přechodné snížení signálové intenzity. To je přímo úměrné poměru mezi množstvím podané kontrastní látky a prokrvením tkáně. Příkladem může být ischemická mozková tkáň se sníženou perfuzí, která absorbuje méně KL a tím se stává hypersignální na T2* váženém obraze.

Výsledkem PWI je parametrická mapa vypočítána z obrazů rychlých sekvencí. Sekvenčních obrazů může být až 600, po dobu kterých projde KL mozdem.

Mezi další měřitelné funkce PWI řadíme relativní regionální mozkový krevní objem (rrCBV) a relativní průměrný čas průchodu (rMTT) odpovídající času, za který proteče polovina KL danou tkání.

U akutní ischemie lze pomocí metody PWI detekovat ischemizovanou tkáň, kterou lze zachránit, tak i nenávratně poškozenou. Naopak metodou DWI, lze zobrazit pouze ireverzibilně poškozenou tkáň. (Seidl, Magnetická rezonance hlavy, mozku a páteře, 2007, stránky 67-68)

3.5.3 Funkční magnetická rezonance

Funkční magnetická rezonance (fMRI) je pokročilá zobrazovací metoda, která zaznamenává odezvu části mozku na určitý podnět. Studie dělané touto metodou velice přispěli v posledních deseti letech k poznání kognitivních funkcí mozku a neurofyzologie. Metoda fMRI

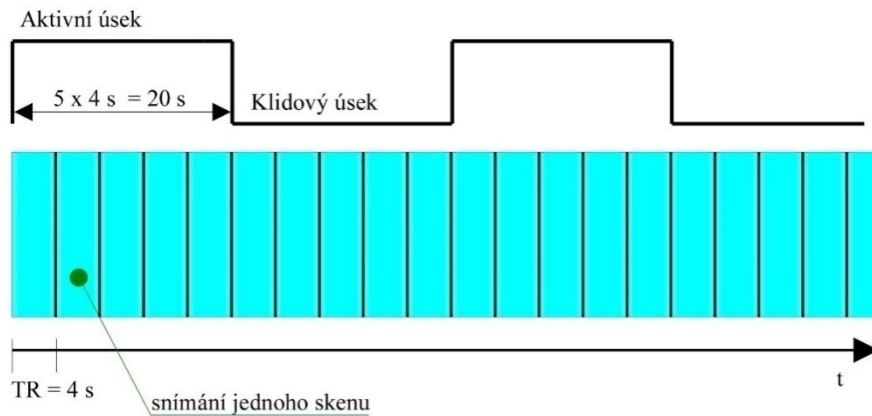
neměří přímo mozkovou činnost, ale sledujeme změny, které probíhají během aktivizace mozkových center.

„Při aktivaci mozkových buněk dochází ke spuštění hemodynamického procesu, který musí vést k uspokojení zvýšené energetické spotřeby aktivovaných nervových buněk.“ (Žižka et al., 2015, p. 29)

V místě aktivity dochází ke změně metabolismu glukózy a tím k zvýšení spotřeby kyslíku. Kyslík, který je vázaný na krevní barvivo hemoglobin, je v době zvýšené spotřeby dopraven do aktivujícího centra. Během tohoto procesu probíhá vazodilatace cév, čímž se zvyšuje lokální průtok krve (CBF – cerebral blood flow), lokální objem krve (CBV - cerebral blood volume) a mění se poměr koncentrace oxyhemoglobinu (okysličený hemoglobin) a deoxyhemoglobinu (neokysličený hemoglobin). Měření aktivity mozkových center magnetickou rezonancí je založen na rozdílu CBF, CBV a koncentrace oxyhemoglobinu/deoxyhemoglobinu během klidové fáze a aktivizace na určitý podmět (paradigmata). (Žižka et al., 2015, pp. 29-31)

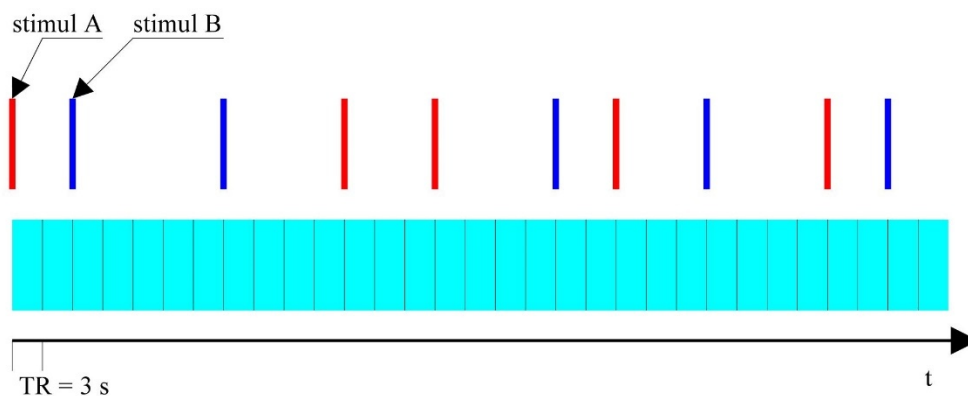
Rutinní vyšetření fMRI v klinické praxi vyžaduje přímou spolupráci neurologa, radiologa a radiologického asistenta. Celkové funkční měření se skládá z mnoha kroků, celý postup je velice složitý a proto je potřeba mít v tomto oboru rozsáhlé teoretické znalosti. (Chlebus et al. 2005, p. 134)

Během funkčního MR zobrazování sledujeme dynamické změny mozkové aktivity, které detekujeme náběrem časové série MR obrazů. Mozková aktivita se mění podle úkonů neboli paradigmat (pohyb palce, výpočet matematické úlohy, vymýšlení slov začínající písmenem, které je pacientovi zobrazeno, klidová fáze), které pacient vykonává. V klinické praxi se používají dvě stimulační schémata. Častěji používaným stimulačním schématem je blokové schéma (obr. 4.2). Dochází ke střídání bloků s aktivně stimulační úlohou s bloky klidového stavu. Délka bloků je přizpůsobena daným fyziologickým procesům a trvá v rozmezí desítek sekund.



Obrázek 7 - Blokové schéma (Chlebus et al. 2005, p. 135)

Pro sledování rychlých změn mozkové aktivity se používá stimulačního schématu „Event-Related Schema“ (ERS). U ERS sledujeme změny mozkové aktivity na krátké stimuly, které se mnohokrát opakují (obr. 4.3). Výhodou ERS je možnost použití více typů stimulace v jednom měření, avšak toto schéma má téměř poloviční signál/šum (S/Š) při srovnání s blokovým schématem. (Žižka et al., 2015, p. 32)



Obrázek 8 - „Event-related“ schéma (Chlebus et al. 2005, p. 135)

Před vyhodnocením vyšetření je potřeba provést tzv. pre-processing. Předzpracování funkčních snímků se skládá z jednotlivých kroků, například korekce pohybu, prostorová normalizace, prostorové vyhlazení, filtrace časového průběhu a srovnání strukturálních a funkčních snímků. Dále se provádí statická analýza, která po jistých krocích vytvoří výslednou statistickou mapu. Konečná aktivační mapa je spárována s anatomickými snímky o vysokém rozlišení, což dopomáhá k popisu výsledků fMRI.

Klinické využití fMRI je především pro zmapování funkčních mozkových center k následující operaci resekci mozku. Cílem vyšetření je naplánovat operaci tak, aby bylo funkční poškození mozkové tkáně co nejmenší. Důležitým aspektem je, aby se pacient nehýbal v místě vyšetřovací oblasti a proto musíme pacienta poučit o správném provedení jednotlivých paradigmat. Jednoduchými paradigmaty můžeme lokalizovat primární motorické, senzorycké, vizuální a řečové centrum. (Chlebus et al. 2005, p. 136)

3.6 Magnetická rezonanční spektroskopie

Jak už z názvu vyplývá, magnetická rezonanční spektroskopie (MRS) patří do souboru neinvazivních radiodiagnostických metod, speciálně do vyšetření magnetickou rezonancí. MRS je klinická metoda, která rozlišuje spektra organických sloučenin. Neinvazivní charakter této metody byl a je hlavním důvodem zájmu klinických i vědeckých pracovníků pro studování biochemických pochodů v živé tkáni. V současné době se spektroskopie používá hlavně pro strukturální analýzu v oboru chemie a biochemie. (Wagnerová et al., 2011, p. 151)

Tato metoda dovoluje sledovat mnoho patologických dějů, protože nemění jejich přirozený průběh a tím nedochází k narušení metabolických pochodů vnějším zásahem. Dané procesy lze hodnotit dle změn metabolismu buněk, které se projeví na výsledném tvaru spektra a i hodnotě následně spočtených koncentrací daných metabolitů. V dnešní klinické praxi je využívána hlavně metoda protonové (^1H) MR spektroskopie, ale lze sledovat metabolity i dalších izotopů jako ^{13}C , ^{31}P , ^{19}F . (Barker, 2010, p. 1)

Roky výzkumu prováděné MRS společně s metodou PET (pozitronová emisní tomografie) výrazně přispěly k pochopení biochemických pochodů v mozku. (Dezortová et al., 1994, p. 162)

MR spektroskopie v klinické praxi nemá tak rozsáhlé uplatnění jako MR zobrazování. Důvodem je především nízká citlivost měření z důvodu malé koncentrace metabolitů (10^{-5} nižší než koncentrace vody), nízká rozlišovací schopnost (min. 5 mm^3), delší časové vytížení (eskalace naměřených spekter) a následná náročnost s vyhodnocením spekter. Avšak v současné době většina výrobců instaluje nástroje pro získání a zpracování spekter do MR tomografů, což způsobuje rozšiřování této metody a výrazně zjednodušuje použití MRS jako součást komplexního vyšetření s ostatními MR postupy. (Žižka et al., 2015, p. 36)

Vyšetření MR spektroskopie je jedna delší sekvence v protokolu, která se provádí v konečné fázi vyšetření. Délka sekvence se liší dle typu vyšetřovací metody (popsáno dále v kapitole 3.6.3). Každé pracoviště má jiné zkušenosti a dává MRS jiný význam přínosu k určení diagnózy. Proto nelze specifikovat pro toto vyšetření jednotný postup, protože se liší dle pracoviště. Dle mých vlastních zkušeností na odborném pracovišti zabývající se vyšetřením MR spektroskopie, se provádí komplexní vyšetření, které obsahuje sekvence T1 a T2 váženého obrazu, FLAIR (T2 vážený obraz s potlačením mozkomíšního moku), T1 váženého obrazu s MTC (zobrazení tkání nasycené kontrastní látkou), difuzního zobrazení a perfuzního zobrazení tkáně.

Celkový čas měření by však neměl přesáhnout více jak jednu hodinu. Dlouhá vyšetřovací doba má u pacienta tendenci vyvolat nechtěný pohyb, čímž znehodnotí právě vyšetřovaná data a následovně i MR spektroskopii, která se naplňuje na anatomickém podkladu sekvence, která byla pořízena v předchozí fázi. Proto je velmi důležité pacienta poučit, aby se nehýbal nebo omezil pohyb na minimum v průběhu vyšetření.

Každé klinické pracoviště má svoje metody vyšetření a MR spektroskopie může být u určité indikace součástí plánovaného protokolu. Například u tumoru prostaty, kde USG vyšetření není dostatečné, nebo jako průkaz recidivy tumoru v kraniální oblasti po radioterapii a chirurgickém odstranění, nebo měření množství metabolitů v hippokampu u pacientů s epilepsií.

Další možností je doplnit sekvenci spektroskopie v průběhu vyšetření. Doplnuje se na doporučení lékaře, který je zodpovědný za popis vyšetření. Příkladem může být nalezení nové patologie a MR spektroskopie by dopomohla k její přesné diagnostice.

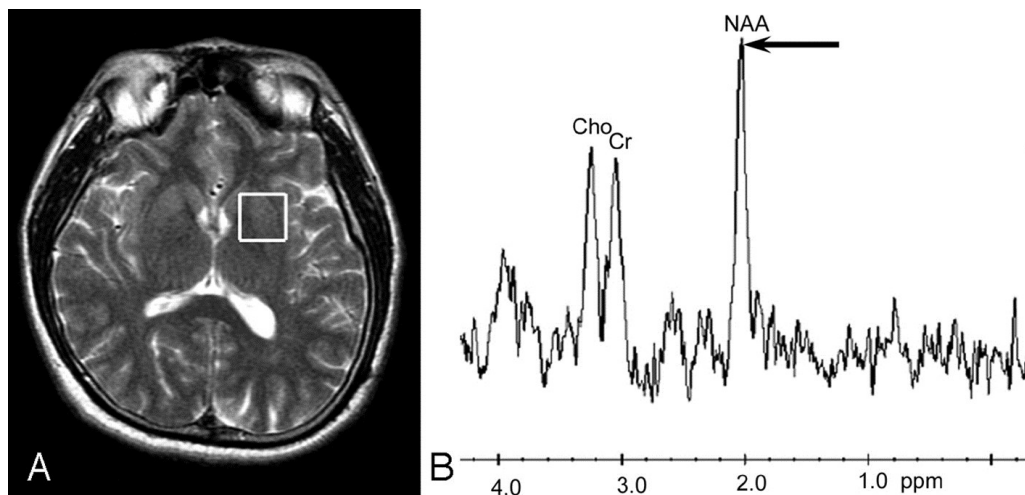
Mezi časté indikace, které se vyšetřují metodou MR spektroskopie patří např. epilepsie, mozkové nádory, neurodegenerativní poruchy, metabolické či genetické poruchy, steatóza jater, tumory jater, tumory prostaty, infekční choroby, myopatie, apod.

Cílem vyšetření je sjednotit výsledky MR spektroskopie a dalších MR metod, pro určení dané patologie a klasifikovat její progres. (Wagnerová et al., 2011, p. 151)

3.6.1 MR spektrum

Na rozdíl od MR zobrazování u MR spektroskopie není výsledkem anatomický obraz, ale řada signálů, které definují chemické složení vyšetřovaného vzorku nebo oblasti. Výsledná kvalita

spekter je převážně závislá na homogenitě magnetického pole B_0 . Jednotlivé metabolity jsou měřeny kvalitativně a kvantitativně a jsou zobrazeny tzv. spektrem na osách x a y . (Wagnerová et al., 2011, p. 151)



Obrázek 9 - In vivo ^1H MR spektroskopie zdravého mozku, T2 vážený obraz zaměřený VOI metodou SVS (A), naměřené spektrum z VOI znázorňující dominantní peak NAA na 2.0 ppm, Cr na 3.0 ppm a Cho na 3.2 ppm (B) (Andre et al., 2006)

Horizontální rovina ukazuje jednotlivé metabolity, podává tedy kvalitativní informace. Každý metabolit je rozlišen za pomoci frekvenčního posunu, který vzniká v důsledku různého chemického prostředí jednotlivých částí metabolitů (tzv. chemický posun). Udává se v absolutních jednotkách frekvence [MHz], ale rozdíl mezi jednotlivými metabolity je velice malý [Hz], proto se vyjadřuje v jednotkách [ppm] (parts per million). Z důvodu různé intenzity magnetického pole B_0 a rozdílnému nastavení MR přístroje není absolutní frekvenční škála praktická. Tudíž byl zaveden standard, jehož naměřená hodnota frekvence se rovná nule. Pro ^1H a ^{13}C je standardem TMS (tetramethylsilan – $(\text{CH}_3)_4\text{Si}$). V klinické praxi ^1H MRS se obvykle využívá jako standard CH_3 signál N-acetylaspartát rezonující na 2,01 ppm (při porovnání s TMS). (Žižka et al., 2015, pp. 36-37)

Vertikální rovina ve spektru reprezentuje intenzitu signálů a informuje o kvantitativním popisu. Intenzita signálu je úměrná počtu protonových jader daného metabolitu, znázorňuje tedy koncentraci příslušných metabolitů. Je ovlivněna mnoha faktory, které lze rozdělit do tří skupin.

První skupina je konstantní pro všechna měření (multiplicita měřeného jádra, intenzita B_0 a teplota). Druhá skupina popisuje počet rezonujících jader a vlivy parametrů sekvencí a jejich vztah k relaxačním časům T_1 / T_2 měřeného vzorku.

Třetí skupina obsahuje vše, co lze ovlivnit během vyšetření. Řadí se sem počet akvizic, velikost vyšetřované plochy (VOI – volume of interest) či parametry ovlivňující B_1 (radiofrekvenční puls). Nejdůležitějším parametrem popisujícím kvalitu naměřeného spektra společně s pološířkou signálu je poměr signál/šum (S/Š). Pro zlepšení výsledných dat se využívá vyššího počtu akvizic, kdy S/Š roste s jejich druhou odmocninou a tím se zvyšuje vyšetřovací doba. Zvětšením velikost VOI zvýšíme S/Š, ale ve většině případů se setkáváme s problémem přítomnosti dalších struktur v blízkosti měřené oblasti, které znehodnocují naměřená data. Intenzitu signálu lze ovlivnit výběrem parametrů vyšetřovací sekvence, které se podílejí na změnách relaxačních časů T_1 / T_2 . Volbou velikosti repetičního času (TR) a echo času (TE) můžeme ovlivnit relaxační časy měřených metabolitů.

Dle teoretických úvah nelze získat v praxi ideální spektrum, z toho vyplývá, že pro porovnávání výsledků MRS je nutné provádět všechna měření jednotným způsobem a mít referenční hodnoty změřené stejným přístrojem ze skupiny zdravých dobrovolníků. Změnou TR a TE lze ovlivnit výsledek kvantitativního měření i počet a tvar signálů ve spektru. Kombinací velikostí různých parametrů lze získat detailnější informace, které zlepšují vyhodnocování výsledných spekter, tyto kombinace se označují jako editační techniky.

Je však důležité potlačit signál vody a tuků, abychom dosáhli hodnotitelného tvaru spektra. Koncentrace vody obsahuje 10^5 více protonů, než samotné metabolity. Za pomoci editačních technik, lze určit například intenzitu signálu laktátu, který má při delším TE = 135 ms - negativní signál vůči ostatním důležitým metabolitům.

Multiplicitu signálu, lze získat MR spektroskopii o vyšší intenzitě B_0 . Při intenzitě $B_0 \geq 3$ T, lze získat sofistikovanější informaci z pozorovaných multipletů, které vedou k pochopení molekulární struktury. (Žižka et al., 2015, p. 38)

3.6.2 Metabolity a jejich význam

Metoda MR spektroskopie (MRS) umožňuje identifikovat okolo 40 důležitých metabolitů v lidském těle, metodou ^1H MRS můžeme pozorovat 26 metabolitů v lidském mozku. Koncentrace každého metabolitu představuje určitý metabolický proces (například neuronální aktivitu, membránové pochody, proliferační nebo degradační procesy či procesy vedoucí k nekróze).

Intenzitu signálu makromolekul a lipidů (Lip), lze identifikovat v játrech či svalech, ve spektrech mozku vytvářejí široké signály a jsou součástí základní čáry (base line).

N-acetylaspartát (NAA) je v MRS považován za marker neuronů (výhradně pozorován v neuronech). Jeho snížená hodnota oproti normálu může znamenat špatný vývoj mozku nebo upozorňuje na patologický proces spojený se ztrátou nebo poškozením neuronů. Při vyšetření MRS mozku malých dětí je důležité brát v potaz, že hodnoty signálu NAA jsou velice ovlivněné věkem, zejména v prvních měsících života, z důvodu rychlého vývinu mozku (procesy myelinizace). Koncentrace NAA u dospělého člověka dosahuje kolem 10 – 15 mmol/l a dle studií v šedé hmotě mozku můžeme sledovat vyšší hodnotu než v bílé. Metabolity CH_3 skupiny NAA v mozku pozorujeme na frekvenci 2,01 ppm a má nejvýraznější signál, tedy jedná se i o nejlépe hodnotitelné metabolity v ^1H MRS. Další signály CH_2 a CH skupin NAA, které mají jiné frekvenční hodnoty (2,6 ppm, 4,7 ppm), nelze pozorovat, protože jsou překrývány signály jiných metabolitů nebo vody.

Dalšími známými metabolity jsou kreatin a fosfokreatin (Cr / PCr), zajišťující energii pro biochemické procesy. Při nižším B_0 než 7 T nelze jejich struktury rozlišit, proto se v klinické praxi mluví pouze o kreatinu, avšak se jedná o sumu těchto dvou metabolitů. Nejintenzivnější signál Cr/PCr pozorujeme v mozečku. I zde je důležité u novorozenců dávat pozor na hodnoty intenzity signálu, avšak na rozdíl od metabolitu NAA se koncentrace stabilizuje mnohem dříve. Při patologických procesech je možné sledovat jednak zvýšenou i sníženou koncentraci metabolitu Cr/PCr.

Sloučeniny cholinu (Cho) jsou v ^1H MR spektrech viditelné při frekvenci 3,23 ppm. Intenzita signálu tohoto metabolitu v mozku je dle místa různá (více v bílé hmotě mozku), však hodnoty koncentrace jsou s věkem stálé. Cholinové sloučeniny jsou významným markerem různých patologických procesů. Pouze ve vodě rozpustné sloučeniny cholinu jsou viditelné na MR spektrech a nejvíce viditelné jsou volné choliny a fosfocholin. Závislost mezi intenzitou

cholinového signálu a celkovým množstvím buněk se využívá při popisu tumorů a posléze plánování jejich léčby. Zvýšenou koncentraci cholinových sloučenin lze pozorovat u některých psychiatrických onemocnění.

Izomery inositolu (myo-Ins a scyllo-Ins) mají vysokou koncentraci v mozku (šedá hmota) a nejvyšší intenzitu signálu lze pozorovat v mozečku. Koncentrace myo-Ins je velice nápadná u novorozenců, která postupem věku ubývá. Zvýšený signál inositolu lze naměřit u reparace tkáně a proto je metabolit Ins považován za marker gliových buněk. Signál myo-Ins je charakterizován frekvencí s maximem při 3,56 ppm a scyllo-Ins má ve spektrech mozku frekvenci 3,35 ppm.

Signál laktátu (Lac) jako duplet CH_3 skupiny pozorujeme ve spektru pod frekvencí s maximem 1,33 ppm. Bez použití editačních technik se signál Lac překrývá s širokými signály lipidů a proto není viditelný. Při aplikaci dlouhého echo času $\text{TE} = 135\text{-}144$ ms, je tento signál registrován s opačnou fází (frekvence 4,07 ppm). Avšak i za použití editačních technik nelze zaručit viditelnost Lac, protože při této frekvenci se překrývá se signály Ins, Cr/PCr a Glx. U zdravého člověka je hladina koncentrace Lac na úrovni pozorovatelnosti, avšak u zdravých novorozenců na ^1H MR spektrech je viditelný. V určitých oblastech tkáně je zvýšený signál Lac považován za indikátor ischemického onemocnění (snížený přívod kyslíku) nebo zvýšení spotřeby energie (například epileptický záchvat, tumor).

Další zajímavé metabolity, které můžeme registrovat metodou ^1H MRS jsou například v játrech nebo prostatě. Výrazný signál na frekvenci 2,61 ppm ve spektrech prostaty charakterizuje metabolit citrátu. (Žižka et al., 2015, pp. 38-40)

V současné době je rozšířené sledování signálů lipidů v různých tkáních pro studium metabolického syndromu. Mezi onemocnění metabolického syndromu patří například steatóza jater, kdy se porovnává intenzita signálu vody a alifatických protonů CH_2 a CH_3 skupin pro výpočet množství tuku v VOI. (Hájek et al., 2011, pp. 69-70)

3.6.3 Vyšetřovací techniky

V současné době se spektra MRS měří dvěma technikami a to Single Voxel Spectroscopy (SVS) a Chemical Shift Imaging (CSI). Pomocí techniky SVS získáme jedno spektrum metabolitů

z vyšetřovacího objemu (jeden voxel - VOI), na rozdíl od techniky CSI, kde lze dosáhnout náběru celého souboru spekter.

Aby byli viditelné námi zvolené metabolity ve VOI, je nutné potlačit peak vody. K potlačení signálu vody slouží metoda CHESS (CHEMical Shift Selective). Princip metody spočívá v aplikaci tří páru 90° RF pulsu s rozfázovanými gradienty ve všech ortogonálních rovinách. Jejím účelem je nasycení vody a zachování signálu z ostatních metabolitů. (Hoa, 2017)

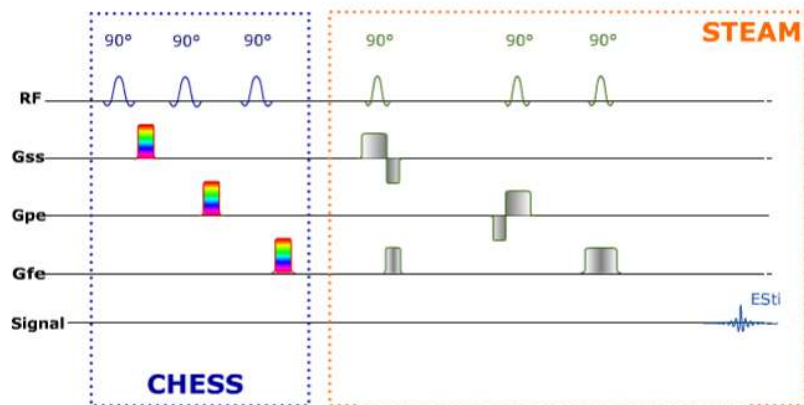
Velikost VOI je volitelná a nastavuje se podle rozsahu patologické tkáně a technické výbavy MR přístroje. Nevýhodou metody SVS je především pravoúhlý tvar VOI, který není optimální k tvaru patologické tkáně, a proto nelze metodu plně využít.

K lokalizaci VOI se používá stejného principu jako u základního MR zobrazení. Zkoumaný objem je vybrán ze série tří RF pulsů, které jsou doprovázeny gradienty třech rovin prostoru. Místo, kde dochází ke vzájemnému protnutí pulsů, nazýváme zkoumaný objem a jeho signál je zaznamenán.

Signálu z vybraného voxelu lze docílit metodou STEAM (STimulated-Echo Acquisition mode) a PRESS (Point-Resolved Spectroscopy).

STEAM

Spektroskopická technika z anglického stimulated-echo acquisition mode. Obecně lze říci, že dosahuje kratšího TE často až 1 ms. Pro získání signálu z VOI metodou STEAM je nutné aplikovat tři po sobě jdoucí RF pulsy (+gradienty) o sklápějícím úhlu 90°. (Hoa, 2017)

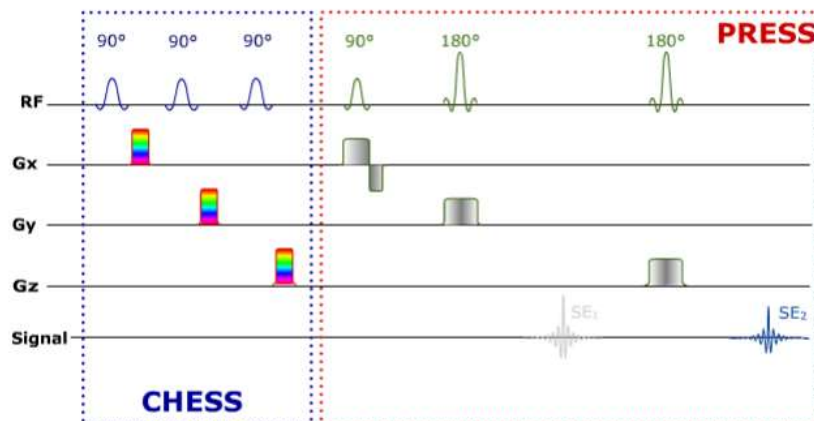


Obrázek 10 - Grafické znázornění metody CHES a STEAM (Hoa, 2017)

Využívá se především pro kvantifikaci metabolitů, jako jsou lipidy a makromolekuly (nejčastěji glutamin, glutamát či myo-inositol) a to pro jejich velmi krátké relaxační časy.

PRESS

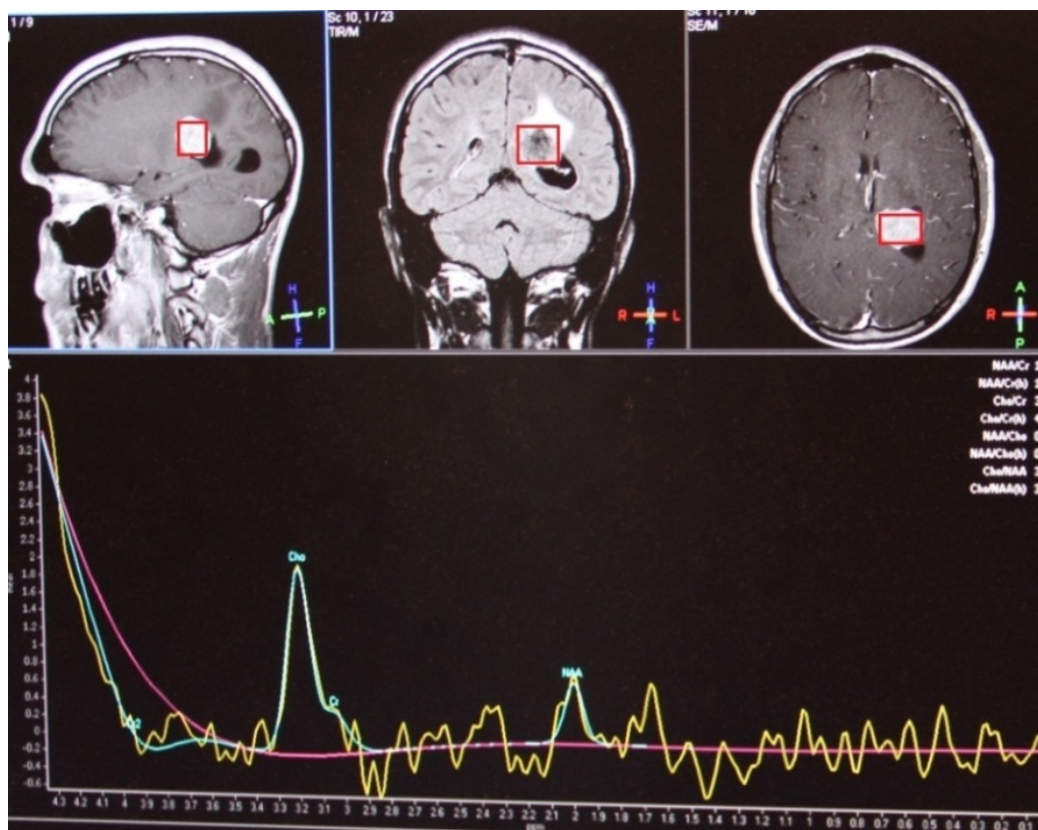
Princip lokalizace těchto metod je stejný, avšak používají jiné RF pulsy pro vytváření spinového echa. Metoda PRESS aplikuje jeden 90° následován dvěma 180° pulsy. Amplituda tohoto spinového echa je dvakrát větší, a tudíž nabízí lepší poměr signál/šum než metoda STEAM. (Hoa, 2017)



Obrázek 11 - Grafické znázornění metody CHES a PRESS (Hoa, 2017)

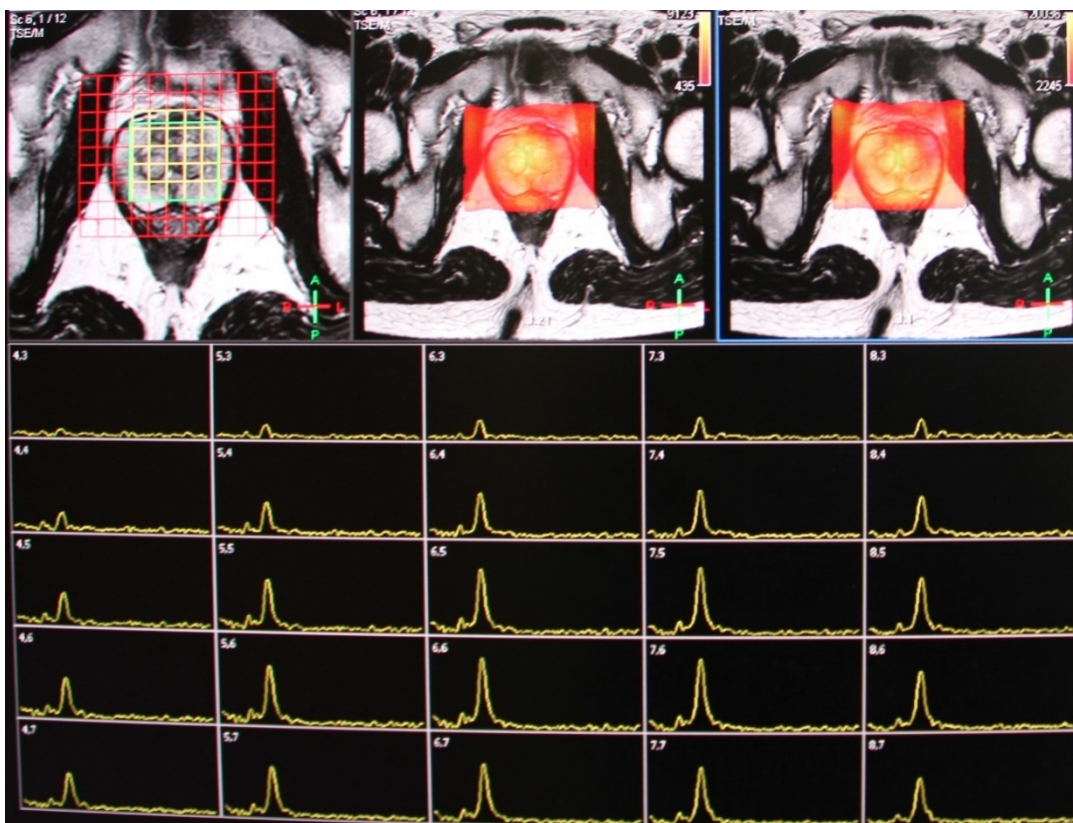
SVS techniky jsou relativně jednoduché, ale za dlouhý časový interval obdržíme malé množství informací. Délka procesu od aplikace RF pulsu po náběr dat se pohybuje mezi 20 až 45

minutami. Měření spekter z více voxelů metodou SVS je z časové náročnosti a finančních nákladů velmi nevýhodné.



Obrázek 12 - SVS metoda, zaměření VOI spektroskopie (červené čtverečky v jednotlivých rovinách) a výsledné spektrum, zleva: TIW SE rov. SAG, FLAIR COR, TIW MTC TRA (Phillips MR Systems Achieva, vlastní)

Druhou technikou je CSI, neboli spektroskopické zobrazování (SI) a umožňuje naráz získat více spekter z VOI současně. Těto metodě je v poslední době věnována větší pozornost v oblasti dalšího rozvoje, protože řeší hlavní problémy SVS metody (vymezení VOI). Avšak tato metoda je daleko propracovanější a má veliké nároky jak na výpočet naměřených hodnot, tak i na vyhodnocení výsledku. Zmenšením objemu voxelu při stejné velikosti VOI, dosáhneme zvýšení prostorového rozlišení, ale dojde také k nárůstu vyšetřovacího času. Zkrácení doby dosáhneme na úkor snížení poměru S/Š. Pro klinické potřeby je nutno dosáhnout určitého kompromisu mezi prostorovým rozlišením, poměrem S/Š a délkou vyšetřovacího času. (Starčuk et al., 2005, p. 142) Metodu CSI lze využít při plánování resekce nebo biopsie, ale samotnou biopsii nahradit nedokáže.



Obrázek 13 -CSI metoda, zaměření a výsledná spektra z VOI, uprostřed: škálová mapa metabolitu cholin (ppm: 3,21)(Phillips MR Systems Achieva, vlastní)

3.6.4 Vyhodnocování spektra

Po provedeném vyšetření získáme spektrum, které specializovaný doktor vyhodnocuje. Aby spektrum bylo hodnotitelné, musí se po náběru dat vizuálně zkontrolovat, zda jsou ve spektru všechny očekávané signály. Správnou kvalitu spektra lze určit např. podle zřetelného oddělení signálů cholinu a kreatinu. Při vyšetření tumorů je možné, že z důvodu velkého množství lipidů a dalších látek je dané spektrum nehodnotitelné, avšak to neznamená, že je spektrum špatně naměřeno. Hodnocení ^1H MR spekter je velice komplikovaný problém a to i u jednoduché techniky SVS, natož u SI technik, který obsahují obrovské množství dat. Důležité je počítat také s vlivy, které mají na vyhodnocení negativní vliv (např. chemický posun, ovlivnění sledovaného VOI okolní tkání, pohyb pacienta apod.). „ V praxi se některé korekce neuplatňují, a proto jsou v literatuře poměrně velké rozptyly v hodnotách koncentrací. Stejně jako v případě relativních poměrů je výhodné používat vlastní soubor kontrolních dat.“ (Žižka et al., 2015, p. 42)

Pro vyhodnocení spektra se používá buďto proprietární software, který je nainstalován výrobcem MR, nebo také lze dokoupit a použít programy, které převádí intenzity signálu jednotlivých metabolitů na koncentraci a vypočítaná data vykreslí na anatomický podklad. V klinické praxi se však s těmito programy setkáme velice zřídka. (Wagnerová et al., 2011, p. 152)

4 Praktická část

4.1 Úvod do praktické části

Metoda magnetické rezonanční spektroskopie se z důvodu většího zájmu klinických pracovišť o toto vyšetření rozšiřuje do mnohých nemocnic v České republice. Neexistuje však ucelená literatura, která popisuje práci radiologického asistenta při vyšetření MRS. Danou problematiku popíši ze zkušeností z klinického pracoviště zabývající se danou metodou.

4.2 Cíle praktické části

Cílem praktické části je sepsat stručný postup vyšetření a popsat práci radiologického asistenta při vyšetření magnetické rezonanční spektroskopie. Pro splnění cíle praktické části je nutné absolvovat praxi na pracovišti zabývající se magnetickou rezonanční spektroskopií. Po absolvování praxe sepsat danou praktickou část.

Pro přiblížení problematiky představím kazuistiky tří pacientů, kteří podstoupili celkové vyšetření magnetickou rezonancí, včetně MRS. Dané kazuistiky jsou z pracoviště, které používá MRS pouze jako doplňkové a nezabývají se jím primárně.

5 Postup vyšetření MRS a úloha radiologického asistenta

Příprava pacienta na vyšetření MR spektroskopie se neliší od jiných základních vyšetření magnetickou rezonancí. Každé klinické zařízení má vlastní doplňující metody a postupy. Proto danou část sepisují jako komparaci odborné literatury a vlastních zkušeností z klinického pracoviště, zabývajících se MR spektroskopii.

První a velice důležitou zásadou je správná identifikace pacienta a to buď podle karty pojištěnce, nebo dle identifikačního náramku, který pacient obdrží při hospitalizaci na lůžkové oddělení. Pokud jde o pacienta nesvéprávného, je velice důležitý pro vyšetření podpis zastupující osoby, tzv. zákonného zástupce. V obou případech je nutno dostatečně informovat pacienta o průběhu vyšetření. A to vždy způsobem jemu srozumitelným, ať už je pacientem dítě, dospělý člověk, nebo pacient s postižením, či jakoukoli mozkovou poruchou. Informace podává buď indikující lékař, nebo pověřená osoba provádějící vyšetření (radiologický asistent, radiologický fyzik, biomedicínský inženýr, radiolog).

Při každém vyšetření magnetickou rezonancí je pacient povinen vyplnit informovaný souhlas. Ten obsahuje základní informace o pacientovi (jméno a příjmení, rodné číslo, kód pojišťovny, adresa trvalého bydliště), popis celého výkonu, který bude pacient absolvovat a krátký dotazník zahrnující veškeré možné kontraindikace k vyšetření. Na konci celého informovaného souhlasu pacient svým podpisem stvrzuje, že zcela pochopil a zároveň nezatajil žádnou důležitou informaci, která by mohla mít za následek nehodnocení vyšetření, nebo dokonce poškození pacienta.

Nejdůležitější součástí informovaného souhlasu, spojených s vyšetřením, je část se zabývající kontraindikacemi. Kontraindikace dělíme na absolutní a relativní. Mezi absolutní patří elektrické a elektromagnetické implantáty (kardiostimulátor, kochleární implantát, inzulinová pumpa), které by po aplikaci magnetického pole mohli pacienta ohrozit na životě. Dalšími jsou cizí kovové předměty v těle pacienta, ať po úrazu (střepiny), nebo po operaci (kovová náhrada srdeční chlopně, cévní svorky, kovové kloubní náhrady). Mezi relativní patří např. onemocnění ledvin (možné způsobení nefrogenní systémové fibrózy při podání kontrastní látky obsahující

gadolinium), těhotenství (do prvního trimestru), nebo klaustrofobie (strach z uzavřených prostor). (Válek & Žižka, 1996, p. 28)

Po podepsání informovaného souhlasu doprovodíme pacienta ke kabině, kde si odloží své oblečení a převlékne se do jednorázového. Jedná-li se o pacienta na lůžku, či sedačce převážíme jej rovnou do vyšetřovací místnosti MR a opět myslíme na kompatibilitu materiálů těchto pomůcek s MR.

Důležité je dbát na další kovové doplňky, jako jsou pinetky, náušnice, piercingy a brýle. Po převlečení se pacient přesune na malý sálek, kde se aplikuje periferní žilní katetr, případně se řeší celková anestezie z důvodu klaustrofobie, nízkého věku, nebo špatné spolupráce s pacientem.

Zavedení periferního žilního katetru není nutnou součástí vyšetření. Vždy záleží na rozhodnutí lékaře, který vyšetření vede, proto příprava pacienta probíhá dle sekvencí, které MR spektroskopii předchází. Ve většině případů jsou indikovány i sekvence vyžadující aplikaci kontrastní látky, v tom případě je nutné ho napojit na automatický duální injektor, který aplikuje jak samotnou KL, tak i fyziologický roztok. Aplikujícím periferního žilního katetru je zdravotní sestra, nebo radiologický asistent.

K celkové anestézii, je-li nutná, si zveme lékaře z anesteziologicko-resuscitačního oddělení. Ten musí být přítomen po celou dobu vyšetření a kontrolovat životní funkce a stav monitorovaného pacienta.



Obrázek 14 - Zavedení a ošetření permanentního žilního katetru (Pracoviště MR Liberec, vlastní)

Pacienta seznámíme s délkou vyšetření (30 – 60 minut dle indikace), s možnou aplikací KL během vyšetření a poučím ho, aby volný pohyb těla a končetin omezil na minimum. Končetiny pacienta by měli být volné a podél těla. Nesmí spojovat ruce a překřížovat, ani se dotýkat nohama z důvodu možného vzniku proudových smyček.

Těsně před začátkem vyšetření si personál MR ověří, zda pacient zadaným pokynům rozumí. Je mu do ruky vloženo tlačítko, kterým v případě negativního pocitu (strach, klaustrofobie, bolest apod.) přivolá obsluhu MR a také špunty do uší, nebo protihluková sluchátka, která zároveň slouží jako dorozumivací prostředek s obsluhou. Během vyšetření je pacient přes dorozumivací intercom upozorněn na podání KL, nebo na omezení pohybů.

Při vyšetření na MR se využívá povrchových cívek, lišících se svým tvarem podle vyšetřované oblasti (viz. str. 7, obr. 2). Například při MRS hlavy se využívá tzv. hlavová cívka. Pacient leží na zádech, hlava je směrem ke gantry upevněná v povrchové cívce. Hlava je uložena tak, aby byla ve středu cívky z důvodu dosáhnout homogenity v příjmu signálu. Pacienta obložíme pomocnými polštářky z důvodů možného nechtěného pohybu.



Obrázek 15- Poloha hlavy v hlavové povrchní cívice a centrace při vyšetření hlavy (Pracoviště MR Liberec, vlastní)

„Odborný radiologický asistent pro radiodiagnostiku se zvláštní odbornou způsobilostí v zobrazování nukleární magnetickou rezonancí vykonává činnosti podle odstavce 1 a dále bez odborného dohledu a na základě indikace lékaře může provádět zobrazovací postupy a spektroskopii pomocí nukleární magnetické rezonance.“ (vyhláška č. 55/2011 Sb., § 161)

Radiologický asistent, který má specializaci vykonávat vyšetření na MR si většinu sekvencí naplánuje sám, dle zvoleného vyšetřovacího plánu, avšak kontrola radiologem u nestandardních situací (objev nezjištěné patologie, pozměněná anatomie) je více než žádoucí. Radiologický asistent musí také při plánování kontrolovat stav pacienta. Pacient se může během vyšetření pohnout, což je pro výsledek MR spektroskopie nevhodné. Proto kvalita naměřených dat je závislá na zkušenostech personálu a vzájemné spolupráci s pacientem.

Během plánování u vyšetřovací konzole je spolupráce radiologického asistenta a radiologa velmi běžná. Přítomnost lékaře je ve většině případů nutná, aby rozhodnul o metodě vyšetření MRS (SVS nebo CSI) a zkontroloval správnost zaměření VOI. Každé pracoviště má jiné zvyklosti, vyšetření spektroskopie tak může být prováděno třemi způsoby:

- Samostatně
- S použitím T1 a T2 vážených obrazů, kdy u T1 podáváme KL pro lepší rozlišení patologické a zdravé tkáně
- Komplexní vyšetření s využitím dalších metod jako DWI, PWI

Za kompletní vyšetření je považováno správné zhotovení anatomických snímků bez pohybových artefaktů, správně zhotovené DWI a PWI a hodnotitelné spektrum. V některých případech může dojít k jeho znehodnocení, například když je okolí VOI blízko kosti a tím je porušena homogenita pole. I tak je pacient po vyšetření propuštěn domů.

Po ukončení vyšetření a kontrole výsledných dat odpojíme všechny přídavná zařízení. Pokud pacient nemá žádné projevy nežádoucí reakce, odstraníme PŽK a propouštíme jej domů, nebo do péče oddělení, kde je pacient léčen. Pacienta v celkové anestezii necháme probouzet v předsálku, nebo na dospávací místnosti dle zvyklosti pracoviště a následně i propouštěn domů.

6 Kazuistiky

Kazuistiky pacientů, které jsou použité v praktické části, byli nasbírané z odborného zdravotnického zařízení, které disponuje MR přístrojem Philips Achieva 1,5T, využívají metodu MRS v klinické praxi. Pro náběr spektra byla použita sekvence Single Voxel PRESS 144: TE – 144 ms, TR 2000 ms. Vyhodnocovací program, který byl použit je proprietární software firmy Philips – Spectroscopy Specialist.

6.1 Kazuistika 1

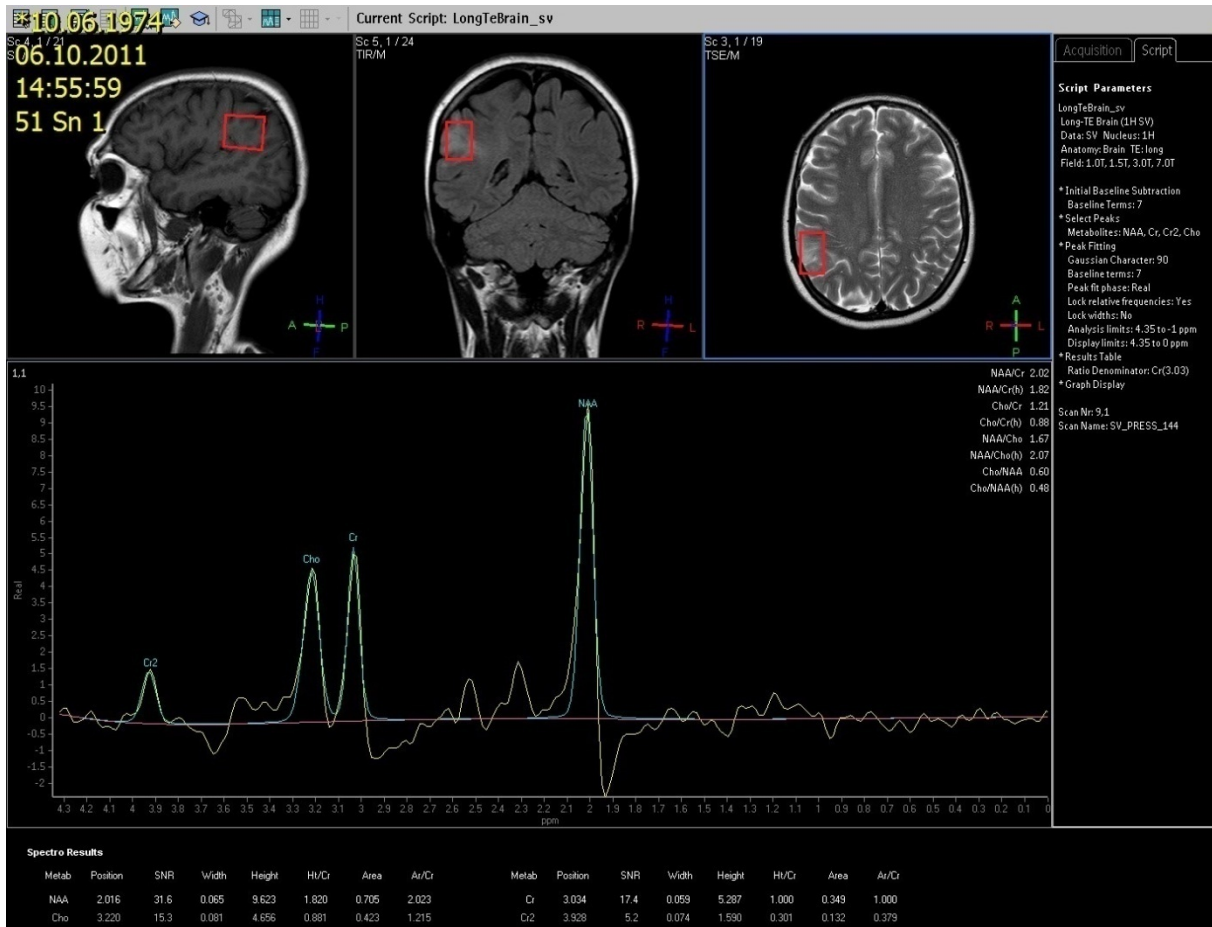
30. 5. 2011 - Pacientka je žena (37 let), která přichází pro měsíc trvající závratě, především v ranních hodinách. Stěžuje si na celkovou slabost, zvýšené pocení a bolesti v oblasti zad. U pacientky naměřen vyšší tlak a palpítace. Doporučeno užívat ½ tbl. Lokren.

Závěr vyšetření: Doporučení rehabilitace, RTG vyšetření celé páteře a další kontrola. Prozatím bez další medikace.

20. 9. 2011 – Pacientka přišla po RTG páteře, které ukázalo nevelké regresivní změny. Rehabilitaci absolvovala, avšak stav se nezlepšil, naopak udává zhoršení celkového stavu, bolesti hlavy v levé polovině, především za okem spojené s mlhavým viděním a pocitem tlaku.

Závěr vyšetření: Neuro-opticky v normě, objednaná k vyšetření MR mozku a odběru krevního obrazu, prozatím bez další medikace.

12. 10. 2011 – MR mozku objevilo ložisko bez výraznějších expanzivních projevů. Metoda MRS v ložisku naměřila peak Cr o málo vyšší než peak Cho a výrazný peak NAA (viz. obrázek 16). MRS spíše nesvědčí pro ischemickou etiologii, ale vzhledem k peaku Cho a Cr se může jednat o astrocytární low-grade gliom.



Obrázek 16 – Kazuistika 1: Metoda MRS SV, naměřeno 6. 10. 2011, poměr metabolitů: NAA / Cho: 2,07, Cho / Cr: 0,80, NAA / Cr: 1,82, Cho / NAA: 0,48(Phillips MR Systems Achieva, vlastní)

Závěr vyšetření: Další MR kontrola doporučena za 3 týdny až měsíc, event. s aplikací kontrastní látky. Při konzultaci s neurochirurgickým konziliárním týmem doporučeno vyšetření PET. Doporučena kontrola po ½ roce.

26. 11. 2012 – Pacientka doposud bez výraznějších expanzivních projevů a subjektivních potíží. Nyní provedeno MR mozku, vykazující výraznou progresi velikosti infiltrativně rostoucího ložiska v korové vrstvě a přilehlé bílé hmotě angulárního gyru, parientálně vpravo. Vyšetření prokázalo low-grade gliovou infiltraci.

Závěr vyšetření: Vzhledem k progresi velikosti zvážit biopsii a MRS sledování z důvodu nízkého peaku Lac.

26. 11. 2013 – Po PET vyšetření před necelým rokem vyloučen high-grade gliom, menší progres rostoucího ložiska, bez známek sycení kontrastní látkou, bez restrikce difuze.

Závěr vyšetření: Doporučeno vyšetření MRS: SVS a CSI. Poté na jeho základě neurochirurgické konzilium ke zvážení cílené biopsie. Pokračování v ½ ročních kontrolách.

27. 06. 2015 – Dnešní MR vyšetření prokázalo větší progresi i sytost infiltrativně rostoucího ložiska (vel. 18x5 mm), objevuje se diskrétní prchavé sycení v centrální krajině.

Závěr vyšetření: Zhoršení MR nálezu ukazuje gliovou infiltraci s možným podezřením up-gradu.

25. 8. 2016 – Přes pravidelné sledování pacientka dnes přijata po parciálním levostranném motorickém epileptickém záchvatu s přetrvávající expresivní fatickou poruchou, levostrannou hemiparézou. Infiltrace rozšířena do laterálního temporálního kortexu dorzálně a kraniálně (vel. 60x20 mm). Provedena fMRI k zhodnocení aktivace senzomotorických funkcí.

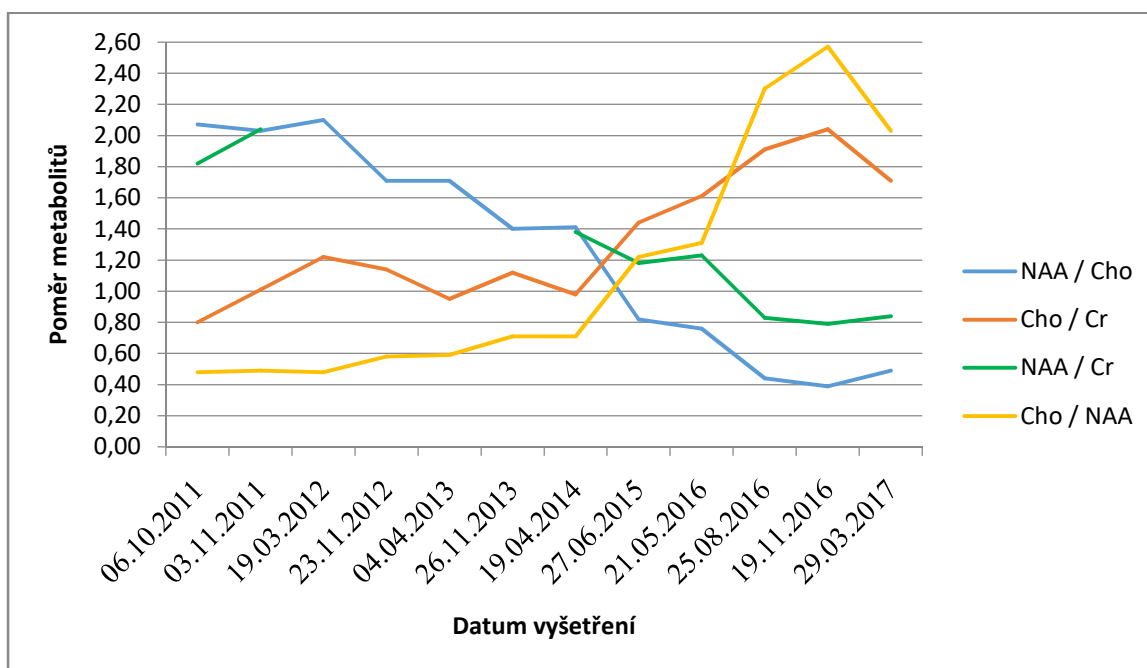
Závěr vyšetření: Kontrola za ½ roku. Zvážení cílené biopsie mozku.

24. 4. 2017 – Pacientce provedena cílená biopsie mozku na oddělení neurochirurgie. Pooperační průběh komplikován trávicími problémy, křečovitou bolestí v oblasti břicha, slabostí levostranných končetin a dekompenzací psychického stavu.

Závěr vyšetření: Biopsie ložiska s méně výtěžnou histologií a sekundární epilepsií s levostrannou symptomatologií. Objednáno psychiatrické konzilium, dále pacientka přeložena na oddělení následné péče.

Tabulka 1 - Kazuistika 1: Číselně znázorněný poměr metabolitů vyšetřených metodou MRS v určité období (viz. obrázek 16 a přílohy 1-7)

	NAA / Cho	Cho / Cr	NAA / Cr	Cho / NAA
06. 10. 2011	2,07	0,80	1,82	0,48
03. 11. 2011	2,03	1,01	2,04	0,49
19. 03. 2012	2,10	1,22		0,48
23. 11. 2012	1,71	1,14		0,58
04. 04. 2013	1,71	0,95		0,59
26. 11. 2013	1,40	1,12		0,71
19. 04. 2014	1,41	0,98	1,38	0,71
27. 06. 2015	0,82	1,44	1,18	1,22
21. 05. 2016	0,76	1,61	1,23	1,31
25. 08. 2016	0,44	1,91	0,83	2,30
19. 11. 2016	0,39	2,04	0,79	2,57
29. 03. 2017	0,49	1,71	0,84	2,03



Obrázek 17 – Kazuistika 1: Grafické znázornění poměru metabolitů vyšetřené metodou MRS v určité období

6.2 Kazuistika 2

10. 7. 2013 - Pacient je muž (57 let), který přišel pro bolesti hlavy od včerejšího dne. Žádná reakce na analgetika, pocit na zvracení, při předklonu se bolest zhoršuje a dle rodinného příslušníka jeví známky prekolapsu až amentního stavu. Před dvěma týdny štípnut neznámým hmyzem, nejednalo se o klíště. Pacient odeslán na CT mozku.

Závěr vyšetření: Expansivně se chovající tumor v pravé hemisféře. K upřesnění nálezu se doporučuje doplnit MR mozku.

11. 7. 2013 - Pacientovi provedena MR mozku.

Závěr vyšetření: Rozsáhlá infiltrace uložená v korové vrstvě a přilehlé bílé hmotě frontotemporálně vpravo, se sytícím se okrskem (vel. 16x15 mm) v korové vrstvě vpravo a edém pravé hemisféry. Metodou MRS naměřen vysoký peak Cho, nízký peaky Cr a NAA a výrazný peak Lac, lipidů. Prognosticky nepříznivé, typické u lymfomů. Doporučena biopsie tumorového ložiska. Domluveno s neurochirurgickým konziliárním týmem.

9. 9. 2013 - Pacient po biopsii a parciální resekcii provedené 1. 8. 2013, o 12 dní později propuštěn, od propuštění v pořádku. Výsledek biopsie je průkaz high-grade glioblastomu. Od 20. 7. febrilie, bolesti kloubů a hlavy a suchý, dráždivý kašel s minimální expektorací. Praktickým lékařem léčen antibiotiky. Doposud bez větších viditelných účinků.

12. 9. 2013 – Pacient odeslán na CT plic. Vyšetření prokázalo centrální plicní embolii vlevo a periferní segmentární plicní embolii vpravo. Oboustranně plicní infiltráty a kondenzáty. Dvě ložiska v plicích, nelze vyloučit tumor.

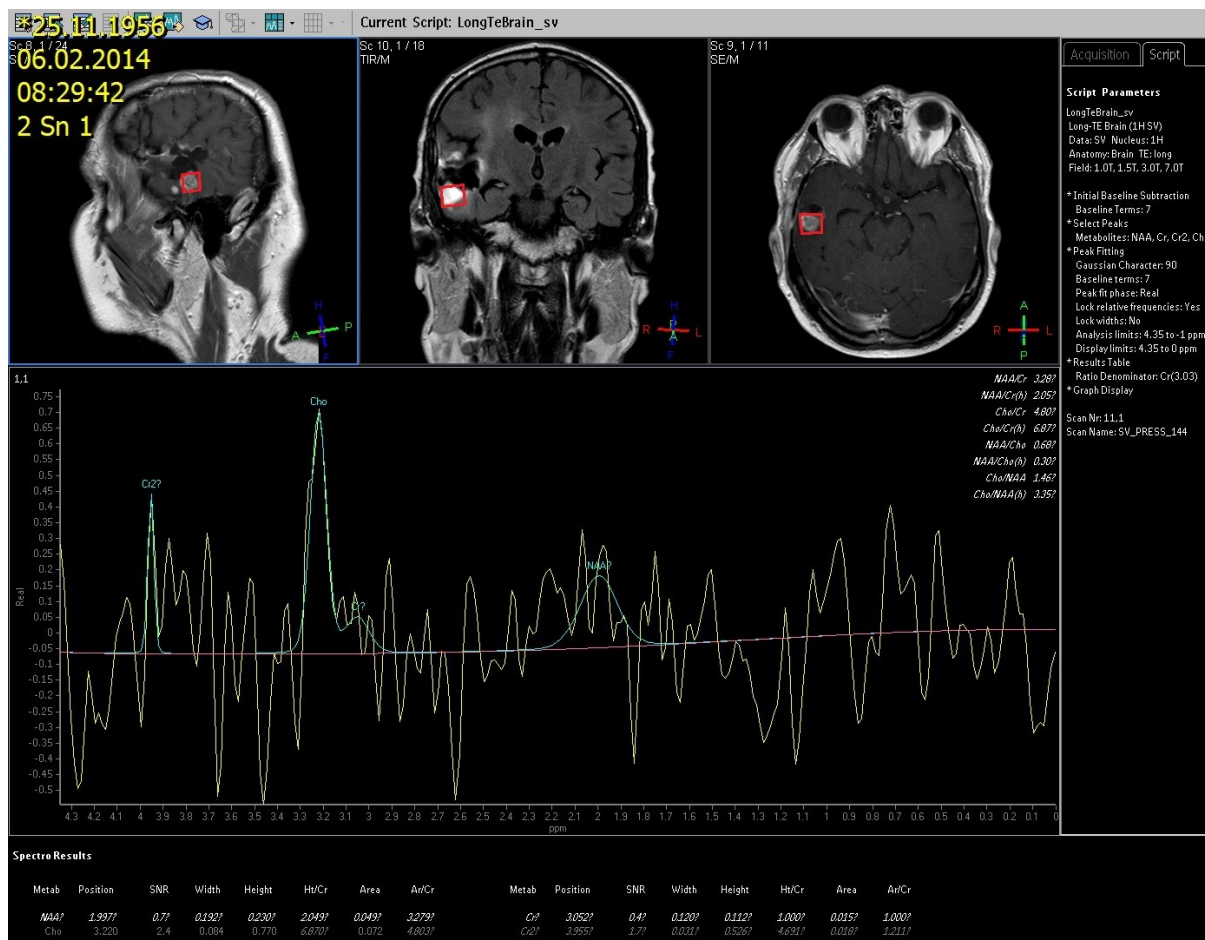
Závěr vyšetření: Doporučeno přijetí k hospitalizaci pro susp. bronchopneumonii, po léčbě antibiotiky provést kontrolní CT plic.

20. 9. 2013 – Pacient zaléčen antibiotiky a antimykotiky, pacient po dohodě dnes propuštěn, afebrilní, po subjektivní stránce se cítí lépe. Dále objednan k simulačnímu CT mozku pro následnou radioterapii.

6. 2. 2014 – Kontrola MR mozku po biopsii a parciální resekcii tumoru glioblastom temporálně vpravo. Nehomogenně se sytící okrsky (celkové vel. 15x15x8 mm) obklopující pooperační defekt, spíše recidiva než reziduum. Metoda MRS zatížena metabolickým šumem

z důvodu blízkosti léze od kalvy. Přesto vysoký peak Cho, který spíše svědčí pro recidivu než pro postradioterapeutické změny (viz. obrázek 17).

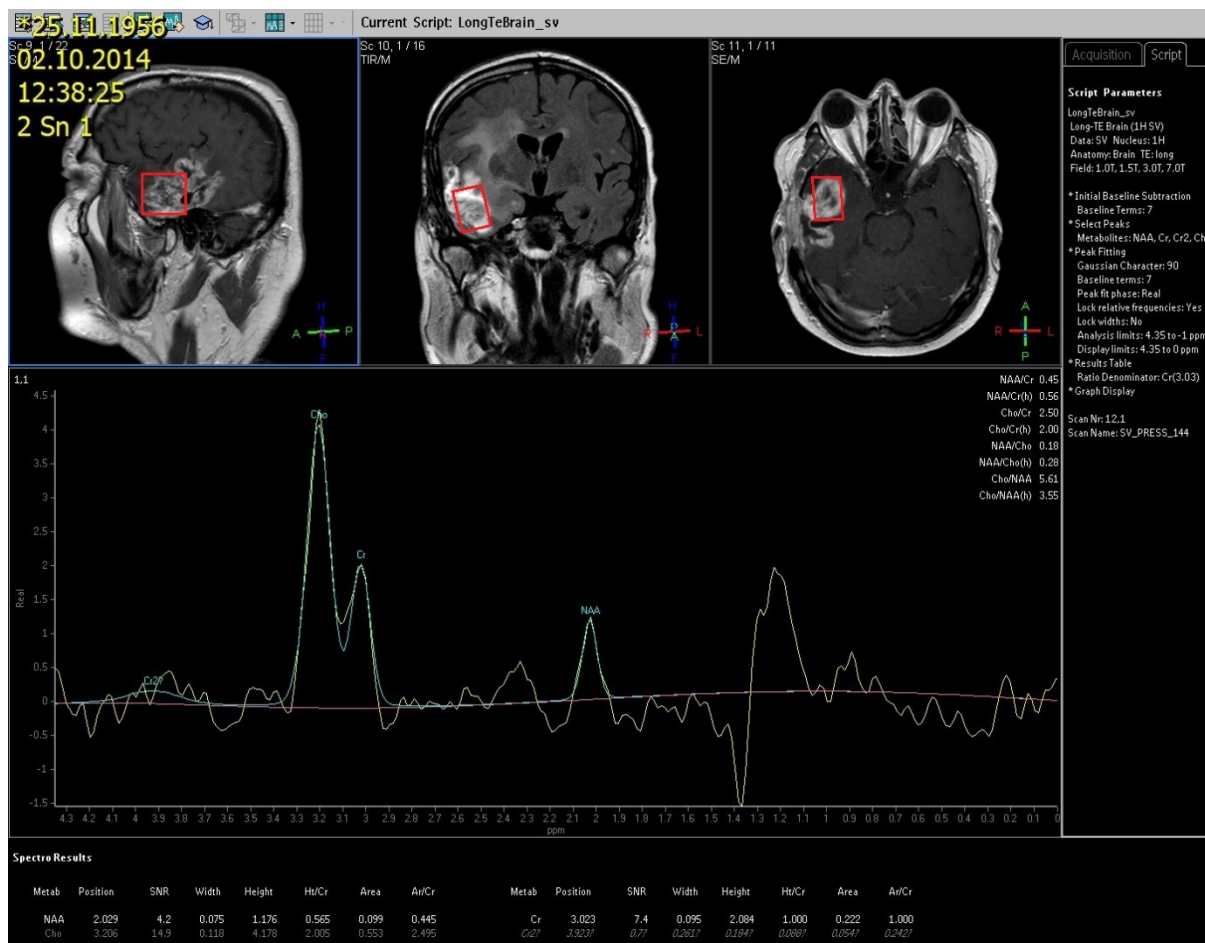
Závěr vyšetření: Další kontrola na MR s ½ ročním odstupem po radioterapeutické a chemoterapeutické léčbě pro možnou recidivu glioblastomu.



Obrázek 18 - Kazuistika 2: Metoda MRS SV, naměřeno 6. 2. 2014, spektrum zatížené metabolickým šumem, blízkost léze u kalvy, vysoký peak Cho (Phillips MR Systems Achieva, vlastní)

2. 10. 2014 – Pacient po radioterapii s kombinací chemoterapie, kde pacient obdržel celkovou dávku 2/60 Gy. V srpnu 2014 provedená neradikální re-resekcí a nyní plánovaná kontrola MR mozku. Výrazné zvětšení sytící se tumorózní infiltrace (vel. 60x35x30 mm) temporálně vpravo, reziduum obklopující pooperační defekt, regrese edému v okolí tumoru, bez expanzivního chování. Metabolity naměřené metodou MRS svědčí pro reziduum tumoru, postradioterapeutické změny nepravděpodobné (viz. obrázek 18). PWI prokázala hyperperfuze v infiltraci, také vypovídá o reziduu tumoru.

Závěr vyšetření: Kontrola po 2 měsících na MR. Monitorování možné progresse tumoru.



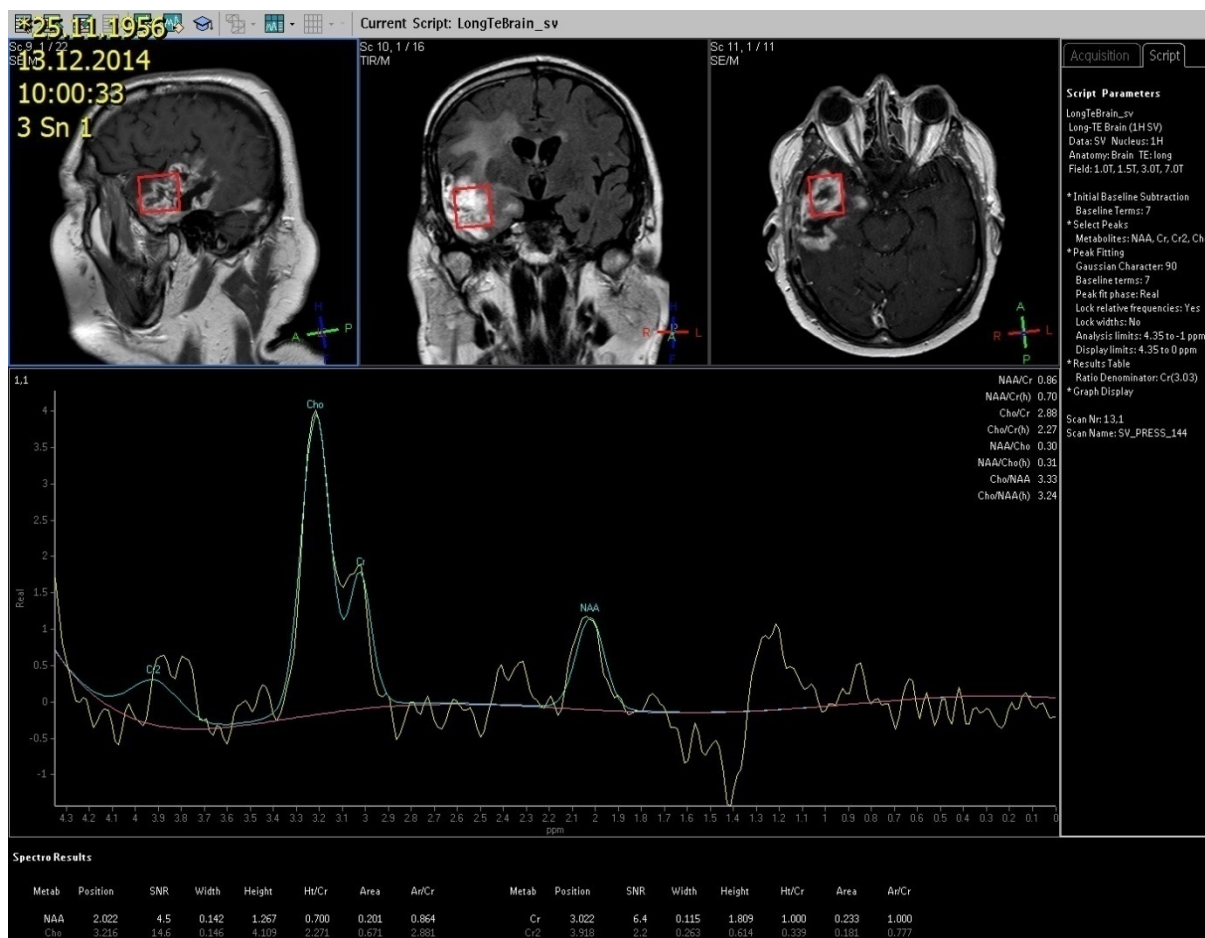
Obrázek 19 - Kazuistika 2: Metoda MRS SV, naměřeno 2. 10. 2014, poměr metabolitů: NAA / Cho: 0,18, Cho / Cr: 2,00, NAA / Cr: 0,56, Cho / NAA: 3,55(Phillips MR Systems Achieva, vlastní)

13. 12. 2014 – Plánovaná kontrola MR mozku, nyní progresse rezidua obklopující pooperační defekt, výrazné ventrální sycení (celková vel. 65x37x32 mm). Nově sytící se ložisko v oblasti pravé amygdaly (vel. 10x13 mm). Dále bez výrazných změn. MRS a PWI stále svědčí o reziduu tumoru (viz. obrázek 19).

Závěr vyšetření: Další kontrola za ¼ roku.

28. 3. 2015 – Provedené MR mozku potvrzuje, že rozsah sycení se výrazněji nemění. Nález má charakter postradioterapeutických změn s podílem recidivy tumoru. Metoda MRS bez jasných peaků metabolitů, jen metabolický šum. PWI prokazuje hyperperfuzní okrsky v infiltraci, mohou svědčit pro podíl rezidua tumoru.

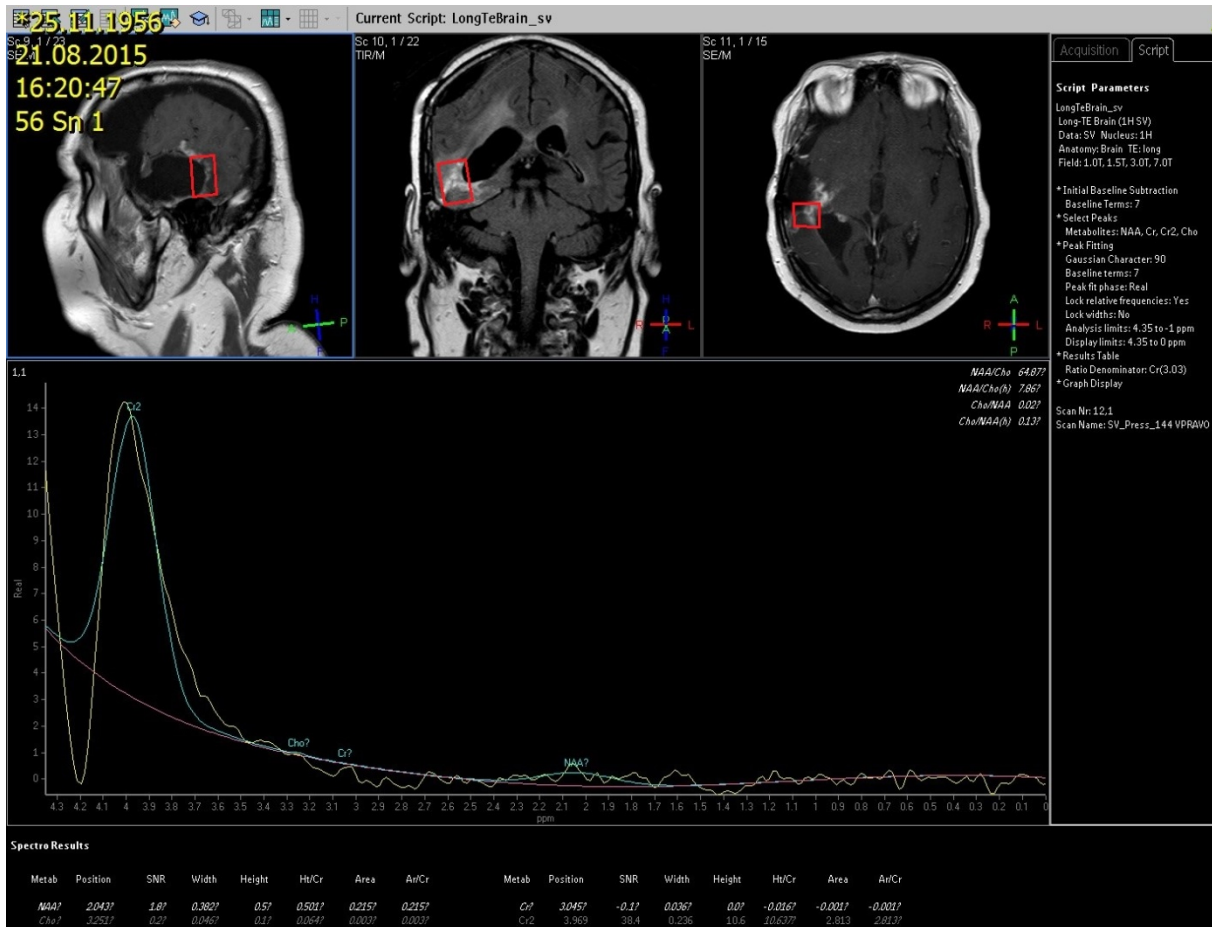
Závěr vyšetření: Vhodná další MR kontrola za ¼ roku a korelace s PET s použitím radiofarmaka fludeoxythymidinum.



Obrázek 20 - Kazuistika 2: Metoda MRS SV, naměřeno 13. 12. 2014, poměr metabolitů: NAA / Cho: 0,30, Cho / Cr: 2,27, NAA / Cr: 0,70, Cho / NAA: 3,24(Phillips MR Systems Achieva, vlastní)

21. 8. 2015 – Pacient přijat před 2 dny na interní oddělení pro otoky celého těla a dušnost. V dubnu 2015 pacient po re-re-resekcí objemné recidivy temporálně vpravo. Dnes provedeno MR mozku, které ukázalo nové, pruhovitě se sytící okrsky v horní části kraniotomie. Oblast je hyperperfuzní a odpovídá další recidivě tumoru (vel. 30x10 mm). MRS bez jasných peaků metabolitů, pouze jen metabolický šum (viz. obrázek 20).

Závěr vyšetření: Další MR kontrola dle neuro-onkologické poradny. Objednané neurochirurgické konzilium pro zhodnocení operačního řešení recidivy glioblastomu. 3. 9. 2015 pacient ve stabilním stavu propuštěn z interního oddělení.



Obrázek 21 - Kazuistika 2: Metoda MRS SV, naměřeno 21. 08. 2015, metabolický šum bez jasných peaků metabolitů (Phillips MR Systems Achieva, vlastní)

11. 10. 2015 – Pacient přijat na interní oddělení pro dušnost, kašel a zhoršení celkového stavu. Provedeno nativní CT vyšetření mozku, které neprokázalo nitrolební krvácení. Při porovnání s MR 8/2015 je nález pooperačního defektu stacionární. Dle neurochirurgického konziliárního týmu odstupeno od operačního řešení další recidivy.

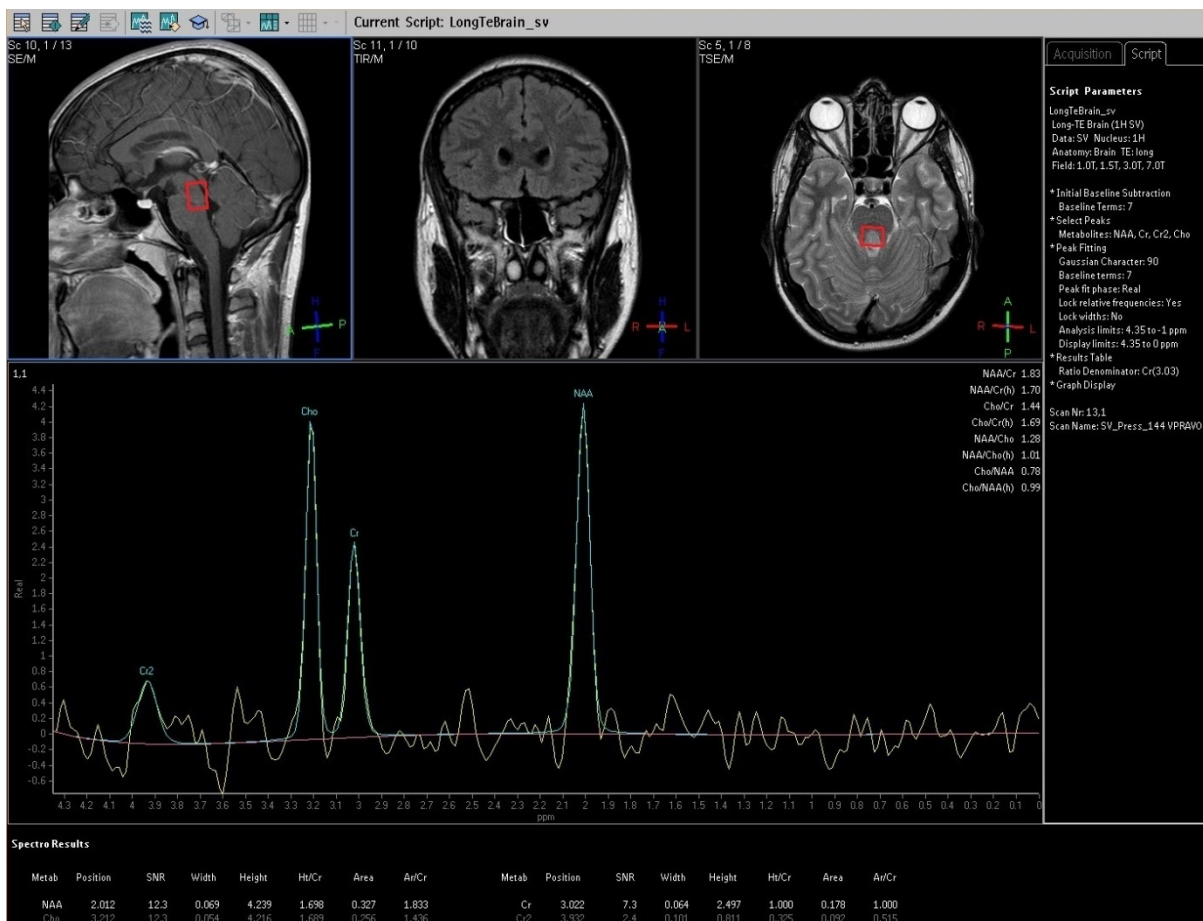
Závěr vyšetření: Pacient přijat pro respirační infekci, léčen antibiotiky, celkový stav se zlepšuje. Doporučené CT vyšetření plic a přeložení do centra doléčení a rehabilitace.

16. 11. 2015 – Klient s recidivou glioblastomu ke konzervativní terapii přijat do centra doléčení pro celkovou alteraci při respirační infekci. Z počátku stoj s dopomocí a chůze po pokoji, postupné zhoršování stavu. Stav komplikován plicní embolií a následně je pacient téměř bez komunikace. Exitus letalis v nočních hodinách.

6.3 Kazuistika 3

25. 3. 2017 – Pacient je muž (18 let), kterému bylo první MR mozku provedeno 21. 11. 2016 v jiném zdravotnickém zařízení. Odeslán s požadavkem kontroly a bližšího určení ložiska. Nejasné ložisko (vel. 13x10x13 mm) uložené v dorsokraniální části mozkového kmenu. Bez syčení kontrastní látkou, bez edému, s volnou difuzí a bez progrese velikosti. Metoda MRS prokázala lehce vyšší peak NAA než Cho a nižší peak Cr (viz. obrázek 21). Spektrum není jasně patologické. PWI bez zvýšené perfuze. Může se jednat o hamartogenní lézi, v dif. dg. izolovaná plaka RS (roztroušená skleróza).

Závěr vyšetření: Doporučeno dále sledovat celkový stav pacienta a kontrolovat na MR.



Obrázek 22 - Kazuistika 3: Metoda MRS SV, naměřeno 25. 3. 2017, poměr metabolitů: NAA / Cho: 1,01, Cho / Cr: 1,69, NAA / Cr: 1,70, Cho / NAA: 0,99(Phillips MR Systems Achieva, vlastní)

7 Závěr

V současné době se magnetická rezonanční spektroskopie využívá především pro diagnostiku intrakraniálních onemocnění, jako například tumorů. V klinické praxi na většině pracovišť zabývající se touto metodou nepřikládá MRS tak vysoký význam a pro celkovou diagnostiku je zapotřebí využít kombinace dalších diagnostických metod.

V úvodu práce jsem si určil za cíl sepsat základní fyzikální princip magnetické rezonance, její konstrukční prvky, specifické diagnostické metody s hlavním zaměřením na magnetickou rezonanční spektroskopii. Dalším cílem bylo vytvořit ucelený postup práce radiologického asistenta při vyšetření magnetickou rezonancí a MRS. Věřím, že těchto cílů se mi podařilo dosáhnout.

Velikou výhodou MRS je neinvazivnost metody. Nepředstavuje žádnou radiační zátěž pro pacienta a díky tomu je možné vyšetření mnohokrát opakovat.

Nevýhodou zůstává časová vytíženost klinických pracovišť a dlouhé akviziční časy jednotlivých vyšetření. Není náročné pouze časově, ale i technicky. Pro správné využití metody MRS je nutné znát charakteristické prvky pro různá onemocnění (typ onemocnění, lokalizace a velikost patologických změn) a s tím související spektroskopickou techniku a její parametry. Po získání veškerých informací z vyšetření je nutné umět tyto informace zpracovat tak, aby výsledek byl hodnotitelný (např. odstranění negativních faktorů znehodnocujících celkovou výtěžnost vyšetření). Pro kompletní diagnostiku patologie je zapotřebí využít kombinaci diagnostických metod, dle jejich výsledků stanovit přesnou diagnózu a s nadsázkou i prognózu.

Práce radiologického asistenta spočívá v komunikaci s pacientem a zároveň znalosti diagnostického přístroje a jeho využití v praxi. Musí mít přehled o možnostech využití všech vyšetřovacích metod a jejich klinickou výtěžnost tak, aby bylo dosaženo, klinickým lékařem, očekávaného výsledku. S tím souvisí znalost anatomie a patofyziologie, která je důležitá pro správný postup vyšetření (výběr cílového objemu, rozsah vyšetřované oblasti apod.). Na některých pracovištích musí být radiologický asistent schopen zavést permanentní žilní katetr (dále jen PŽK) pro podání kontrastní látky. Ve větších zdravotnických zařízeních jsou na oddělení radiodiagnostiky školené zdravotní sestry, které PŽK aplikují a radiologický asistent se může věnovat dalším činnostem spojeným s vyšetřením.

Při zpracování své bakalářské práce jsem se dozvěděl mnoho nových poznatků o vyšetření, které je více používané ve výzkumu než v klinické praxi. Věřím, že do budoucna metoda MRS bude mít větší výtěžnost informací a zároveň se stane klinickou praxí využívanější, a to nejen pro oblast mozku, ale i pro další metabolicky významná centra.

Věřím, že má práce bude zdrojem informací pro radiologické asistenty zajímající se o magnetickou rezonanční spektroskopii a pomůže pochopit složitost diagnostické metody.

Seznam použitých zdrojů

- 1) Andre, E. et al., 2006. MR Spectroscopy in Sinus Mucocele: N-Acetyl Mimics of Brain N-Acetylaspartate. In *American Journal of Neuroradiology*. [online], Vol. 27, Issue 10, Oak Brook (Illinois): American Journal of Neuroradiology. [Accessed April 19, 2017] Available at: <http://www.ajnr.org/content/27/10/2210.long>.
- 2) Barker, P. B., 2010. *Clinical MR spectroscopy: techniques and applications*, Cambridge: Cambridge University Press, 2010, 274 pp., ISBN 052186898x.
- 3) Dezortová, M. et al., 1994. MR spektroskopie při sledování nádorových onemocnění mozku. Kvantitativní interpretace 1H MR spekter. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie*, 1994(4), pp. 162-168.
- 4) Dowsett, D.J., Kenny, P.A. & Johnston, R.E., 2006. *The physics of diagnostic imaging* 2nd ed., New York: Distributed in the USA by Oxford University Press, 2006, 738 pp., ISBN 978-034-0808-917.
- 5) Gaillard, F., 2005. MR Spectroscopy. *Radiopaedia*. [online], [Accessed April 19, 2017] Available at: <https://radiopaedia.org/articles/mr-spectroscopy-1>.
- 6) Geva, T., 2006-8-1. Magnetic Resonance Imaging: Historical Perspective. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*, [online] 8(4), pp.573-580. [Accessed January 19, 2016]. Available at: <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/10976640600755302>.
- 7) Hájek, M. et al., 2011. Stanovení obsahu jaterního tuku metodou 1H MR spektroskopie. *Časopis lékařů českých*, 2011(1), pp. 68-71.
- 8) Heřman, M., 2014. *Základy radiologie*, V Olomouci: Univerzita Palackého. 2014. 314 pp.. ISBN 978-80-244-2901-4.
- 9) Hoa, D., 2017. Single voxel spectroscopy (SVS). *IMAIOS*. [online], [Accessed April 20, 2017]. Available at: <https://www.imaios.com/en/e-Courses/e-MRI/Magnetic-Resonance-Spectroscopy-MRS/single-voxel-spectroscopy>.
- 10) Chlebus, P. et al., 2005. Funkční magnetická rezonance: Úvod do problematiky. *Neurologie pro praxi*, [online] 2005(3), pp.133-139.], [Accessed April 20, 2017],

Available at: https://www.neurologiepropraxi.cz/artkey/neu-200503-0003_Funkcni_magneticka_rezonance-uvod_do_problematiky.php.

- 11) Kári, B. et al., 2011. MEDICAL IMAGING; ORVOSI KÉPALKOTÁS. [online],[Accessed April 30, 2016], Available at: <http://oftankonyv.reak.bme.hu/tiki-index.php?page=Free+Induction+Decay>.
- 12) Rosina, J., Kolářová, H. & Stanek, J., 2006. *Biofyzika pro studenty zdravotnických oborů*, Praha: Grada, 2006. 224 pp.. ISBN 978-80-247-4237-3.
- 13) Sedlář, M., Staffa, E. & Mornstein, V., 2014. *Zobrazovací metody využívající neionizující záření*. [online] Masarykova univerzita, Brno.[Accessed January 19, 2017]Available at: <http://portal.med.muni.cz/clanek-616-zobrazovaci-metody-vyuzivajici-neionizujici-zareni.html>.
- 14) Seidl, Z., 2012. *Radiologie pro studium i praxi*, Praha: Grada, 2012. 368 pp.. ISBN 978-80-247-4108-6.
- 15) Seidl, Z. & Vaněčková, M., 2007. *Magnetická rezonance hlavy, mozku a páteře*, Praha: Grada, 2007. 324 pp.. ISBN 978-80-247-1106-5.
- 16) Starčuk, Z. et al., 2005. 1H IN VIVO MR SPEKTROSKOPIE V KLINICKÉ NEUROLOGII. *Neurologie pro praxi*, [online] 2005(3), pp.140-148. [Accessed April 20, 2017], Available at:https://www.neurologiepropraxi.cz/artkey/neu-200503-0004_1H_in_vivo_MR_spektroskopie_v_klinicke_neurologii.php.
- 17) Válek, V. & Žižka, J., 1996. *Moderní diagnostické metody: Magnetická rezonance*, Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1996. 43 pp.. ISBN 978-80-7013-225-8.
- 18) Vomáčka, J., Nekula, J. & Kozák, J., 2012. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*, V Olomouci: Univerzita Palackého, 2012. 153 pp.. ISBN 978-80-244-3126-0.
- 19) Vyhláška 55/2011 sb., o činnostech zdravotnických pracovníků a jiných odborných pracovníků, In: *Sbírka zákonů* 14.3., částka 20, ISSN 1211-1244.
- 20) Wagnerová, D. I. et al., 2011. Využití kombinace metod magnetické rezonance pro diagnostiku tumorů. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie*, 2011(2), pp.150-156.

- 21) Žižka, J., Tintěra, J. & Mechl, M., 2015. *Protokoly MR zobrazování: pokročilé techniky*, Praha: Galén, 2015. 163 pp.. ISBN 978-80-7492-179-7.

Seznam použitých zkratek

2D	Dvourozměrný
CBF	Lokální průtok krve
CBV	Lokální objem krve
CNS	Centrální nervová soustava
Cr	Kreatin
CSI	Zobrazení chemického posunu
CT	Výpočetní tomografie
DTI	Difuzní tenzorové zobrazování
DWI	Difuzní zobrazení tkání
ERS	Event-related schema
FID	Volně indukovaný signál
FLAIR	Na relaxaci závislé potlačení signálu likvoru
fMRI	Funkční magnetická rezonance
GE	Gradientní echo
Glx	Glutamin-glutamát-GABA komplex
CHESS	Chemical shift selection
Cho	Cholín
Ins	Inositol
KL	Kontrastní látka
Lac	Laktát
MR	Magnetická rezonance
MRI	Zobrazení magnetické rezonance
MRS	Magnetická rezonanční spektroskopie
MTC	Zobrazení tkání nasycené kontrastní látkou
NAA	N-acetylasparát
PACS	Picture archiving and communication system
PCr	Fosfokreatin
PET	Pozitronová emisní tomografie
PRESS	Point-resolved spectroscopy

PWI	Perfuzní zobrazení tkání
PŽK	Pernamentní žilní katetr
RF	Radiofrekvenční
rMTT	Relativní průměrný čas průchodu
rrCBV	Relativní regionální mozkový krevní objem
S/Š	Signál / šum
SE	Echo čas
SI	Spektroskopické zobrazení
SPECT	Jednofotonová emisní výpočetní tomografie
STEAM	Stimulated-echo acquisition mode
SVS	Jednovoxelová spektroskopie
T1	Podélná relaxace protonů vodíku (T_1 relaxační čas)
T2	Příčná relaxace protonů vodíku (T_2 relaxační čas)
TE	Echo čas
TMS	Tetramethylsilan
TR	Repetiční čas
USA	Spojené státy americké
USG	Ultrasonografie
VOI	Oblast zájmu

Seznam použitých obrázků

Obrázek 1 – MR gantry se stolem a hlavovou cívkou (Pracoviště MR Jablonec n. Nisou, vlastní) .	6
Obrázek 2 – Povrchové cívky, zleva: hlavová, břišní a kolenní cívka (Pracoviště MR jablonec n. Nisou, vlastní)	8
Obrázek 3 - Ovládací místnost s konzolí a postprocessingovou stanicí (Pracoviště Jablonec n. Nisou, vlastní)	9
Obrázek 4- Free Induction Decay – znázornění RF pulsu a vysílaného signálu	12
Obrázek 5 – Časový diagram repetičního času (TR) a času echa (TE), RF – radiofrekvenční puls, s – signál (vlastní)	13
Obrázek 6 - DTI obraz mozku zobrazující směry difuze (Sedlář et al., 2014, p. 95)	17
Obrázek 7 - Blokové schéma (Chlebus et al. 2005, p. 135).....	19
Obrázek 8 - „Event-related“ schéma(Chlebus et al. 2005, p. 135).....	19
Obrázek 9 - In vivo ¹ H MR spektroskopie zdravého mozku, T2 vážený obraz zaměřený VOI metodou SVS (A), naměřené spektrum z VOI znázorňující dominantní peak NAA na 2.0 ppm, Cr na 3.0 ppm a Cho na 3.2 ppm (B)(Andre et al., 2006).....	22
Obrázek 10 - Grafické znázornění metody CHESS a STEAM (Hoa, 2017).....	27
Obrázek 11 - Grafické znázornění metody CHESS a PRESS (Hoa, 2017).....	27
Obrázek 12 - SVS metoda, zaměření VOI spektroskopie (červené čtverečky v jednotlivých rovinách) a výsledné spektrum, zleva: T1W SE rov. SAG, FLAIR COR, T1W MTC TRA(Phillips MR Systems Achieva, vlastní).....	28
Obrázek 13 -CSI metoda, zaměření a výsledná spektra z VOI, uprostřed: škálová mapa metabolitu cholin (ppm: 3,21)(Phillips MR Systems Achieva, vlastní)	29
Obrázek 14 - Zavedení a ošetření permanentního žilního katetru (Pracoviště MR Liberec, vlastní)	34
Obrázek 15- Poloha hlavy v hlavové povrchní cívce a centrace při vyšetření hlavy (Pracoviště MR Liberec, vlastní).....	35
Obrázek 16 – Kazuistika 1: Metoda MRS SV, naměřeno 6. 10. 2011, poměr metabolitů: NAA / Cho: 2,07, Cho / Cr: 0,80, NAA / Cr: 1,82, Cho / NAA: 0,48(Phillips MR Systems Achieva, vlastní)	38
Obrázek 17 – Kazuistika 1: Grafické znázornění poměru metabolitů vyšetřené metodou MRS v určité období.....	40
Obrázek 18 - Kazuistika 2: Metoda MRS SV, naměřeno 6. 2. 2014, spektrum zatížené metabolickým šumem, blízkost léze u kalvy, vysoký peak Cho(Phillips MR Systems Achieva, vlastní)	42
Obrázek 19 - Kazuistika 2: Metoda MRS SV, naměřeno 2. 10. 2014, poměr metabolitů: NAA / Cho: 0,18, Cho / Cr: 2,00, NAA / Cr: 0,56, Cho / NAA: 3,55(Phillips MR Systems Achieva, vlastní)	43

Obrázek 20 - Kazuistika 2: Metoda MRS SV, naměřeno 13. 12. 2014, poměr metabolitů: NAA / Cho: 0,30, Cho / Cr: 2,27, NAA / Cr: 0,70, Cho / NAA: 3,24(Phillips MR Systems Achieva, vlastní)	44
Obrázek 21 - Kazuistika 2: Metoda MRS SV, naměřeno 21. 08. 2015, metabolický šum bez jasných peaků metabolitů(Phillips MR Systems Achieva, vlastní).....	45
Obrázek 22 - Kazuistika 3: Metoda MRS SV, naměřeno 25. 3. 2017, poměr metabolitů: NAA / Cho: 1,01, Cho / Cr: 1,69, NAA / Cr: 1,70, Cho / NAA: 0,99(Phillips MR Systems Achieva, vlastní)	46

Seznam tabulek

Tabulka 1 - Kazuistika 1: Číselně znázorněný poměr metabolitů vyšetřených metodou MRS v určité období.....	40
--	----

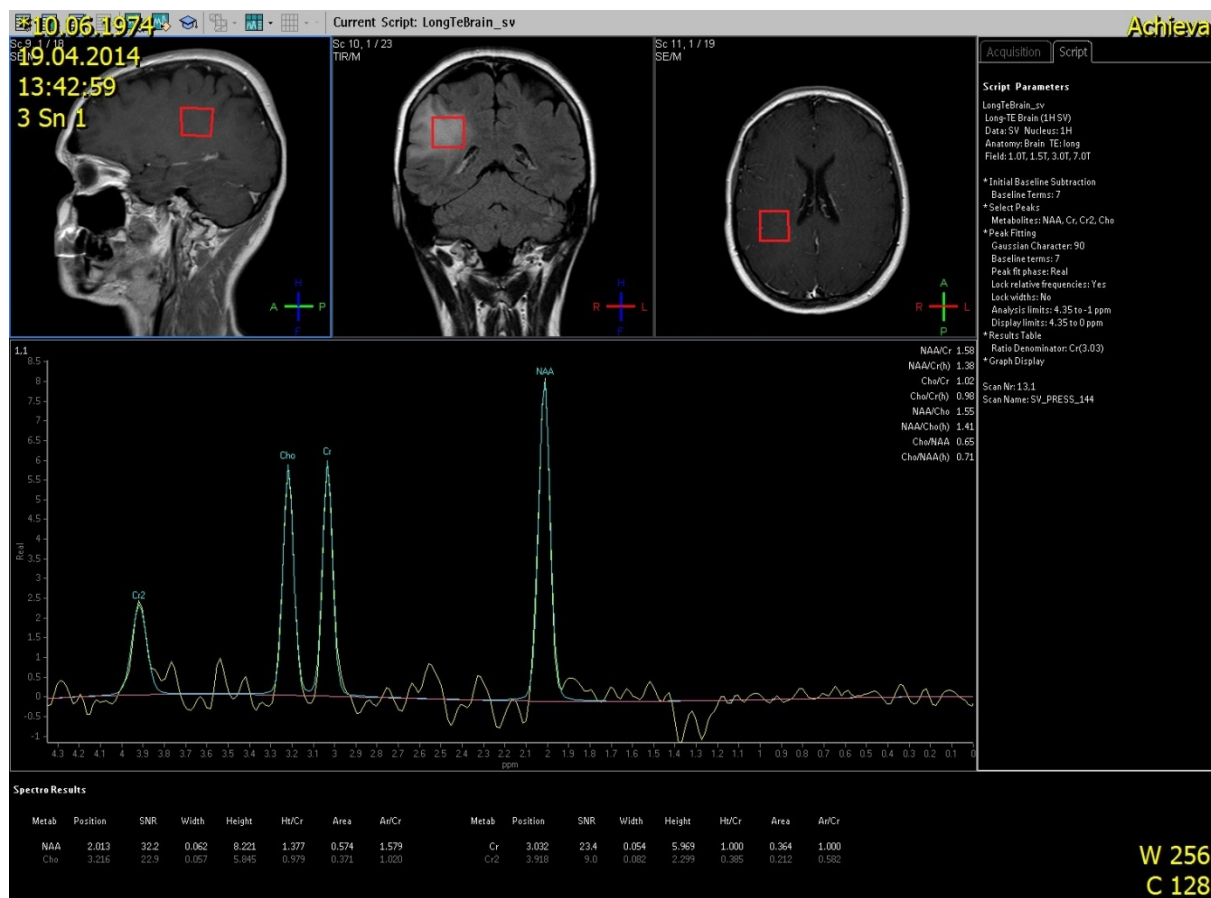
Seznam příloh

Příloha 1 – Kazuistika 1: Metoda MRS SV, naměřeno 3. 11. 2011, poměr metabolitů: NAA / Cho: 2,03, Cho / Cr: 1,01, NAA / Cr: 2,04, Cho / NAA: 0,49 (Phillips MR Systems Achieva, vlastní)	57
Příloha 2 – Kazuistika 1: Metoda MRS SV, naměřeno 19. 4. 2014, poměr metabolitů: NAA / Cho: 1,41, Cho / Cr: 0,98, NAA / Cr: 1,38, Cho / NAA: 0,71, negativní peak Lac – okolí 1,33 ppm (Phillips MR Systems Achieva, vlastní)	58
Příloha 3 - Kazuistika 1: Metoda MRS SV, naměřeno 27. 6. 2015, poměr metabolitů: NAA / Cho: 0,82, Cho / Cr: 1,44, NAA / Cr: 1,18, Cho / NAA: 1,22, negativní peak Lac – okolí 1,33 ppm (Phillips MR Systems Achieva, vlastní)	59
Příloha 4 - Kazuistika 1: Metoda MRS SV, naměřeno 21. 5. 2016, poměr metabolitů: NAA / Cho: 0,76, Cho / Cr: 1,61, NAA / Cr: 1,23, Cho / NAA: 1,31, negativní peak Lac – okolí 1,33 ppm (Phillips MR Systems Achieva, vlastní)	60
Příloha 5 - Kazuistika 1: Metoda MRS SV, naměřeno 25. 8. 2016, poměr metabolitů: NAA / Cho: 0,44, Cho / Cr: 1,91, NAA / Cr: 0,83, Cho / NAA: 2,30, negativní peak Lac – okolí 1,33 ppm (Phillips MR Systems Achieva, vlastní)	61
Příloha 6 - Kazuistika 1: Metoda MRS SV, naměřeno 19. 11. 2016, poměr metabolitů: NAA / Cho: 0,39, Cho / Cr: 2,04, NAA / Cr: 0,79, Cho / NAA: 2,57, negativní peak Lac – okolí 1,33 ppm (Phillips MR Systems Achieva, vlastní)	62
Příloha 7 - Kazuistika 1: Metoda MRS SV, naměřeno 29. 3. 2017, poměr metabolitů: NAA / Cho: 0,49, Cho / Cr: 1,71, NAA / Cr: 0,84, Cho / NAA: 2,03, negativní peak Lac – okolí 1,33 ppm (Phillips MR Systems Achieva, vlastní)	63

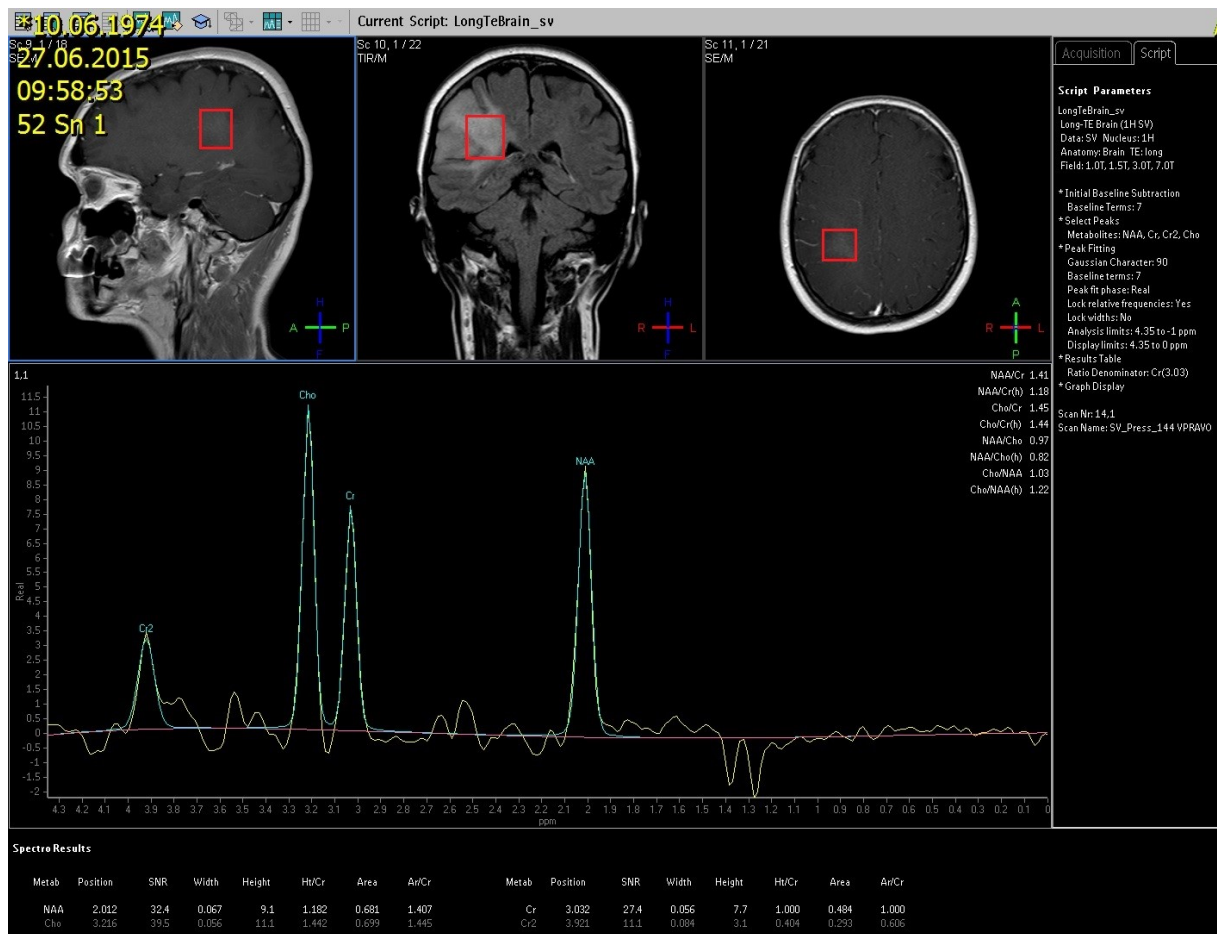
Příloha 1 – Kazuistika 1: Metoda MRS SV, naměřeno 3. 11. 2011, poměr metabolitů: NAA / Cho: 2,03, Cho / Cr: 1,01, NAA / Cr: 2,04, Cho / NAA: 0,49 (Phillips MR Systems Achieva, vlastní)



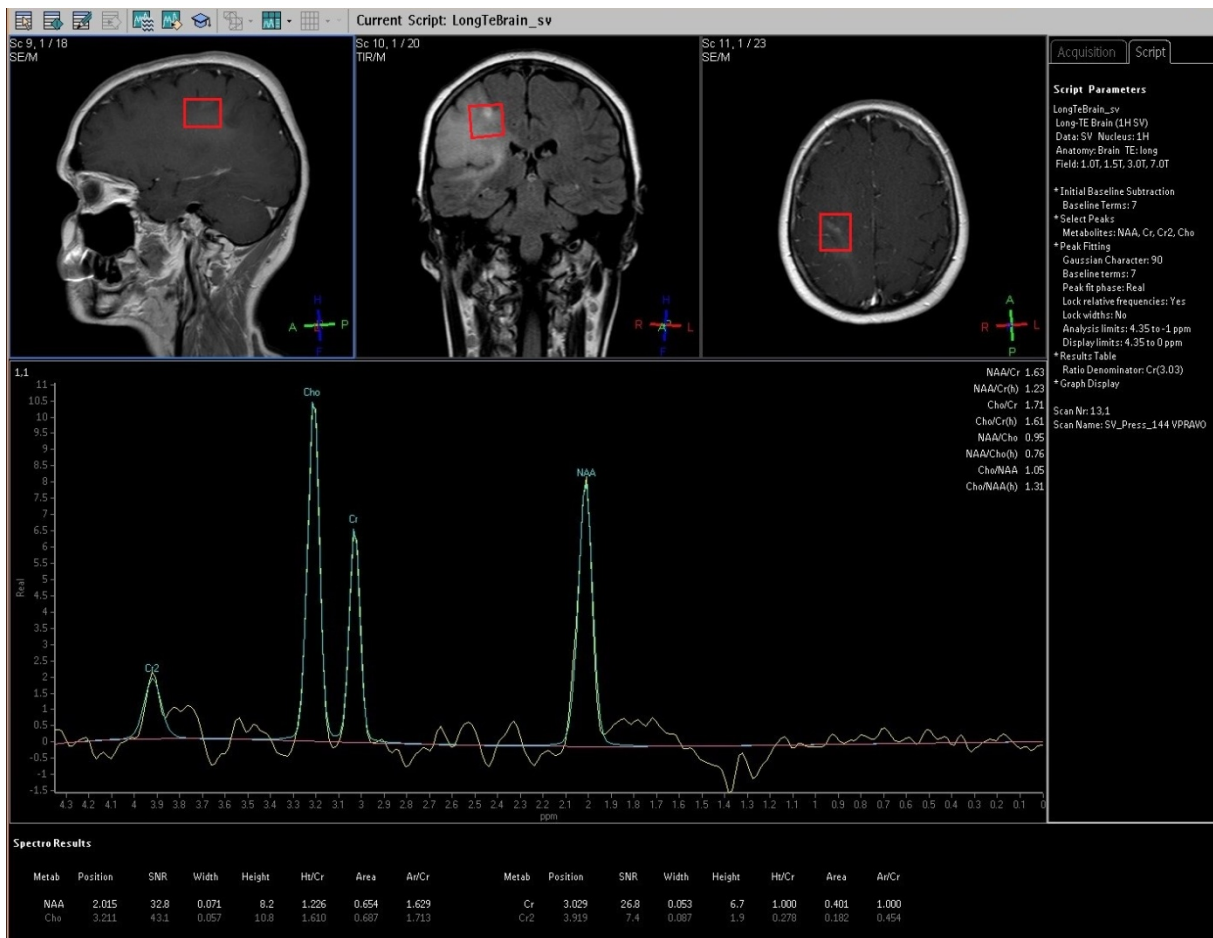
Příloha 2 – Kazuistika 1: Metoda MRS SV, naměřeno 19. 4. 2014, poměr metabolitů: NAA / Cho: 1,41, Cho / Cr: 0,98, NAA / Cr: 1,38, Cho / NAA: 0,71, negativní peak Lac – okolí 1,33 ppm (Phillips MR Systems Achieva, vlastní)



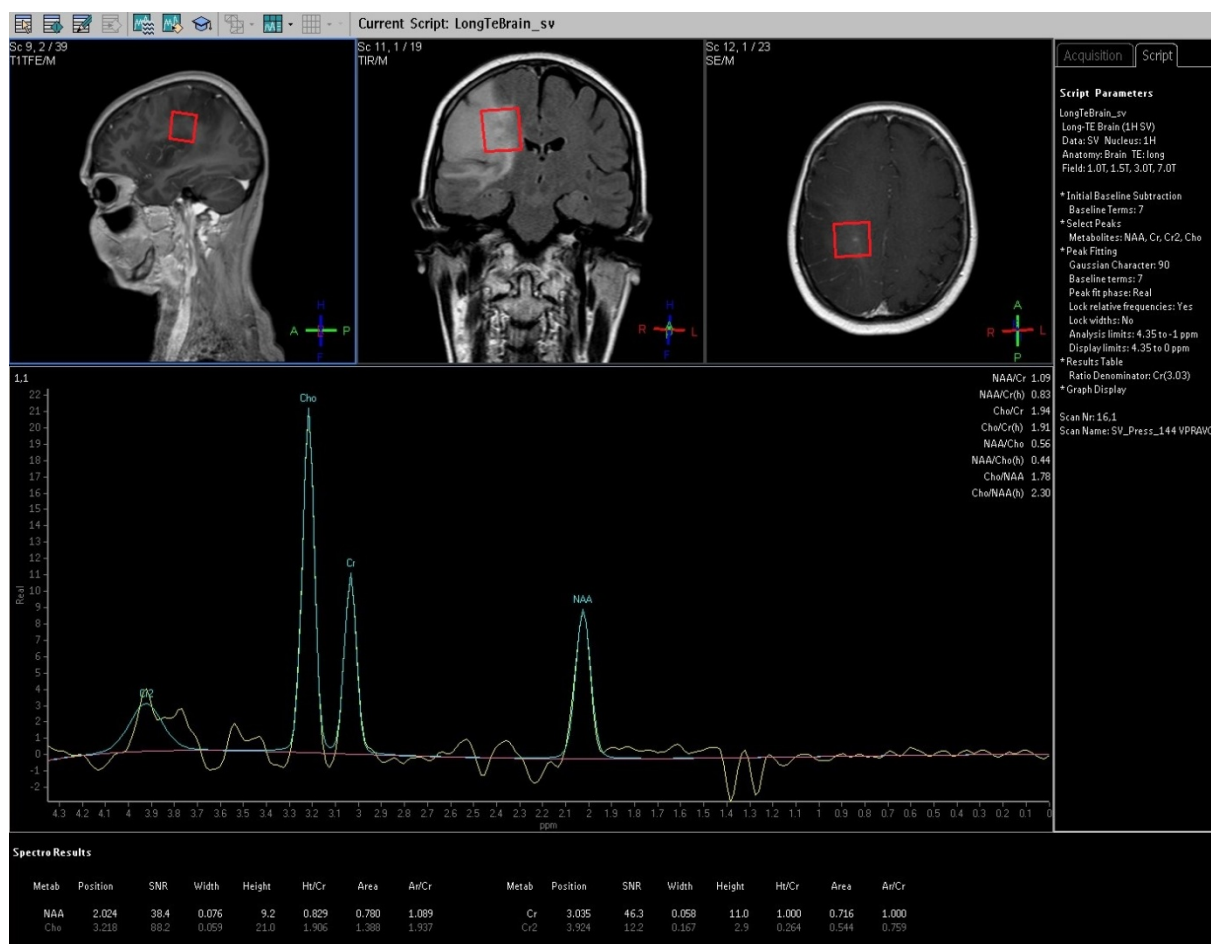
Príloha 3 - Kazuistika 1: Metoda MRS SV, naměřeno 27. 6. 2015, poměr metabolitů: NAA / Cho: 0,82, Cho / Cr: 1,44, NAA / Cr: 1,18, Cho / NAA: 1,22, negativní peak Lac – okolí 1,33 ppm (Phillips MR Systems Achieva, vlastní)



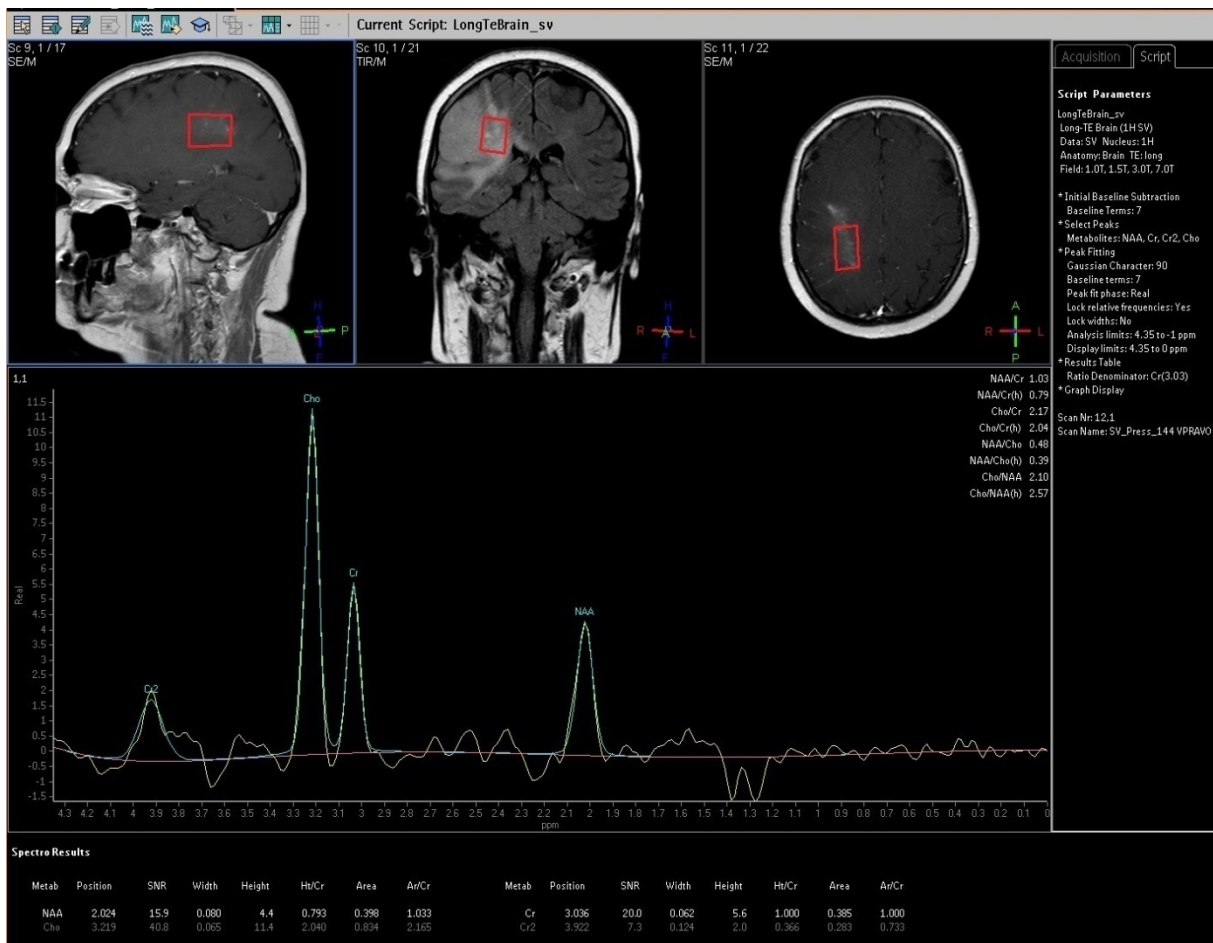
Příloha 4 - Kazuistika 1: Metoda MRS SV, naměřeno 21. 5. 2016, poměr metabolitů: NAA / Cho: 0,76, Cho / Cr: 1,61, NAA / Cr: 1,23, Cho / NAA: 1,31, negativní peak Lac – okolí 1,33 ppm (Phillips MR Systems Achieva, vlastní)



Příloha 5 - Kazuistika 1: Metoda MRS SV, naměřeno 25. 8. 2016, poměr metabolitů: NAA / Cho: 0,44, Cho / Cr: 1,91, NAA / Cr: 0,83, Cho / NAA: 2,30, negativní peak Lac – okolí 1,33 ppm (Phillips MR Systems Achieva, vlastní)



Príloha 6 - Kazuistika 1: Metoda MRS SV, naměřeno 19. 11. 2016, poměr metabolitů: NAA / Cho: 0,39, Cho / Cr: 2,04, NAA / Cr: 0,79, Cho / NAA: 2,57, negativní peak Lac – okolí 1,33 ppm (Phillips MR Systems Achieva, vlastní)



Příloha 7 - Kazuistika 1: Metoda MRS SV, naměřeno 29. 3. 2017, poměr metabolitů: NAA / Cho: 0,49, Cho / Cr: 1,71, NAA / Cr: 0,84, Cho / NAA: 2,03, negativní peak Lac – okolí 1,33 ppm (Phillips MR Systems Achieva, vlastní)

