

UNIVERZITA PARDUBICE
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2022

Karolína Dudková

Univerzita Pardubice
Fakulta zdravotnických studií

Vyšetření mozku a míchy u pacientů s roztroušenou sklerózou pomocí MRI

Bakalářská práce

2022

Karolína Dudková

Univerzita Pardubice
Fakulta zdravotnických studií
Akademický rok: 2020/2021

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(projektu, uměleckého díla, uměleckého výkonu)

Jméno a příjmení: **Karolína Dudková**
Osobní číslo: **Z19038**
Studijní program: **B5345 Specializace ve zdravotnictví**
Studijní obor: **Radiologický asistent**
Téma práce: **Vyšetření mozku a míchy u pacientů s roztroušenou sklerózou pomocí MRI**
Téma práce anglicky: **Brain and spinal cord examination of patients with multiple sclerosis using MRI**
Zadávající katedra: **Katedra klinických oborů**

Zásady pro vypracování

1. Studium literatury, sběr informací a popis současného stavu řešené problematiky.
2. Stanovení cílů a metodiky práce.
3. Příprava a realizace průzkumného šetření dle stanovené metodiky.
4. Analýza a interpretace získaných dat.
5. Zhodnocení výsledků práce.

Rozsah pracovní zprávy: **35 stran**
Rozsah grafických prací: **dle doporučení vedoucího**
Forma zpracování bakalářské práce: **tištěná/elektronická**

Seznam doporučené literatury:

FIALA, Pavel, Jiří VALENTA a Lada EBERLOVÁ, 2015. *Stručná anatomie člověka*. Praha: Univerzita Karlova v Praze, nakladatelství Karolinum. ISBN 978-80-246-2693-2.
HAVLÍČEK, Karel, Zuzana ČERVENKOVÁ a Vít BLANAŘ, 2019. *Anatomické listy*. 4. dopl. vyd. Pardubice: Univerzita Pardubice. ISBN 978-807560-242-8.
SEIDL, Zdeněk, BURGETOVA, Andrea, HOFFMANOVÁ, Eva a kol. 2012. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-4108-6.
SEIDL, Zdeněk a Manuela VANĚČKOVÁ, 2007. *Magnetická rezonance hlavy, mozku a páteře*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-1106-5.
VANĚČKOVÁ, Manuela a Zdeněk SEIDL, 2010. *Magnetická rezonance a roztroušená skleróza mozkomíšní*. Praha: Mladá fronta. ISBN 978-80-204-2182-1.

Vedoucí bakalářské práce: **MUDr. Bořivoj Korbek**
Katedra klinických oborů

Datum zadání bakalářské práce: **1. prosince 2020**
Termín odevzdání bakalářské práce: **28. dubna 2022**

doc. Ing. Jana Holá, Ph.D. v.r.
děkanka

L.S.

Mgr. Jan Pospíchal, Ph.D. v.r.
vedoucí katedry

V Pardubicích dne 14. března 2022

PROHLÁŠENÍ AUTORA

Prohlašuji:

Práci s názvem „Vyšetření mozku a míchy u pacientů s roztroušenou sklerózou pomocí MRI“ jsem vypracovala samostatně. Veškeré literární prameny a informace, které jsem v práci využila, jsou uvedeny v seznamu použité literatury. Byl jsem seznámena s tím, že se na moji práci vztahují práva a povinnosti vyplývající ze zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, zejména se skutečností, že Univerzita Pardubice má právo na uzavření licenční smlouvy o užití této práce jako školního díla podle § 60 odst. 1 autorského zákona, a s tím, že pokud dojde k užití této práce mnou nebo bude poskytnuta licence o užití jinému subjektu, je Univerzita Pardubice oprávněna ode mne požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, které na vytvoření díla vynaložila, a to podle okolností až do jejich skutečné výše. Beru na vědomí, že v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb., o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších předpisů, a směrnicí Univerzity Pardubice č. 7/2019 Pravidla pro odevzdávání, zveřejňování a formální úpravu závěrečných prací, ve znění pozdějších dodatků, bude práce zveřejněna prostřednictvím Digitální knihovny Univerzity Pardubice.

V Pardubicích dne 27. 4. 2022

Karolína Dudková v. r.

PODĚKOVÁNÍ

Mé poděkování patří panu MUDr. Bořivoji Korbelovi, vedoucímu mé bakalářské práce, za jeho vždy ochotný a profesionální přístup, cenné rady a pomoc při zpracování této práce. Také bych chtěla poděkovat své rodině a přátelům za podporu během celého studia.

ANOTACE

Tato bakalářská práce pojednává o teorii magnetické rezonance a o onemocnění roztroušená skleróza. Detekce tohoto onemocnění, průběh vyšetření ale také porovnání, zda 3T MRI zobrazí lépe ložiska roztroušené sklerózy nežli 1,5T MRI.

KLÍČOVÁ SLOVA

magnetická rezonance, roztroušená skleróza, mozek, diagnostika, bílá hmota mozková,

TITLE

Brain and spinal cord examination of patients with multiple sclerosis using MRI

ANNOTATION

This bachelor thesis discusses the theory of magnetic resonance imaging and multiple sclerosis disease. Detection of the disease, the course of the examination but also a comparison of whether 3T MRI shows better the multiple sclerosis lesions than 1.5T MRI.

KEYWORDS

magnetic resonance imaging, multiple sclerosis, brain, diagnostics, white matter of the brain

OBSAH

Úvod.....	14
1 Cíle a metody práce	15
1.1 Cíl práce	15
1.2 Metody k dosažení cíle.....	15
Teoretická část	16
2 Seznámení s onemocněním.....	16
3 Základní anatomie.....	20
3.1 Anatomie mozku	20
3.1.1 Prodloužená mícha.....	20
3.1.2 Varolův most.....	21
3.1.3 Mozeček.....	21
3.1.4 Střední mozek	21
3.1.5 Mezimozek.....	21
3.1.6 Koncový mozek	21
3.1.7 Lokalizace korových center	22
3.2 Anatomie míchy	22
3.2.1 Obaly míchy.....	23
3.3 Bílá hmota mozková	23
3.4 Anatomie páteře	24
4 Princip MRI	26
4.1 Historie.....	26
4.2 Úvod do teorie MRI	27
4.3 Atomová jádra.....	27
4.4 Statické magnetické pole.....	28
4.5 Precese.....	28
4.6 Vysokofrekvenční magnetický impulz	28

4.7	MRI sekvence.....	29
4.7.1	Základní vyšetřovací postupy	30
4.8	Tvorba MR obrazu	31
4.8.1	Vnitřní podmínky.....	32
4.8.2	Vnější podmínky.....	32
4.9	Náběr dat, k-prostor	33
4.10	Artefakty MR obrazu.....	35
4.11	Konstrukce MR přístroje	35
4.11.1	Rozdělení magnetů	36
4.11.2	Gradientní systém	36
4.11.3	Cívky.....	37
4.11.4	Ovládací konzole	38
4.11.5	Stínění MR přístroje.....	38
4.12	Biologické účinky a kontraindikace k MRI.....	39
5	Kontrastní látky pro MRI.....	40
5.1	Všeobecné vlastnosti a rozdělení	40
5.2	Chemické vlastnosti	40
5.3	Aplikace látek-dávkování.....	41
5.4	Vedlejší účinky a bezpečnost.....	41
5.5	Extracelulární látky	42
5.6	Orgánově specifické látky.....	42
6	Výhody a nevýhody 3T MRI.....	43
6.1	Výhody.....	43
6.2	Nevýhody	43
	praktická část	45
7	Metodika praktické části	45
7.1	Cíle a výzkumné otázky	45

7.2	Metodika výzkumu.....	45
7.3	Průběh vyšetření MR mozku a krční páteře.....	46
7.4	Nastavení vyšetřovacího protokolu.....	47
7.5	Hodnocení MRI skenů mozku pomocí měření	47
7.5.1	Popis grafu	52
7.6	Hodnocení drobných ložisek.....	53
8	Diskuze	55
9	Závěr	57
10	Použitá literatura	58
10.1	Primární zdroje	58
10.2	Odborné články	58
10.3	Internetové zdroje.....	59
11	Přílohy.....	60

SEZNAM OBRÁZKŮ, TABULEK A GRAFŮ

Obrázek 1 - Nález RS, T2W (Vaněčková, 2010)	19
Obrázek 2 - Mozek (Fiala, 2015).....	20
Obrázek 3 - Rozdělení bílé hmoty mozkové (Černoch, 2000)	24
Obrázek 4 - Porovnání DIR a FLAIR (Zdroj: autor)	31
Obrázek 5 - Gradienty magnetického pole (Seidl, 2007)	37
Obrázek 6 – Porovnání SWI na 1,5T, 3T a 7T (Ladd, 2018)	44
Obrázek 7 - Příklad měření č.1 (Zdroj: autor)	48
Obrázek 8 - Příklad měření č.2 (Zdroj: autor)	48
Obrázek 9 - Popis grafu (Zdroj: autor)	52
Obrázek 10 - Porovnání měření DIR a FLAIR (Zdroj: autor).....	55
Tabulka 1 - Kontrastní látky (Mechl, 2014; Oddělení Farmakovigilance, 2017).....	42
Tabulka 2 - Výsledky měření intenzity signálu ložisek RS a bílé hmoty (zdroj: autor).....	49
Tabulka 3 - Výsledky poměru mezi ložisky a bílou hmotou (Zdroj: autor).....	50
Tabulka 4 - Subjektivní hodnocení drobných ložisek (Zdroj: autor).....	53
Graf 1 - Výsledné hodnoty měření (Zdroj: autor).....	51
Graf 2 - Subjektivní hodnocení ložisek (Zdroj: autor)	54

SEZNAM ZKRATEK A ZNAČEK

2D	dvourozměrný
3D	třírozměrný
Ag	stříbro
AX	axiální
B0	statické magnetické pole
B1	excitované magnetické pole
BOLD	blood oxygen level dependent
CIS	klinický izolovaný syndrom
CNS	cévní nervová soustava
Co	kobalt
CT	computed tomography, výpočetní tomografie
Cu	měď
dB	decibel
DWI	diffusion-weighted image, difuzně vážený obraz
EDSS	expanded disability status score
EKG	elektrokardiografie
ETL	echo train length, počet ech u TSE během jednoho TR
EU	Evropská unie
F	frekvence
Fe	železo
FLAIR	fluid attenuated inversion recovery, potlačení signálu tekutin
FLASH	fast low angle shot
FOV	field of view

FT	Fourierova transformace
GE, GRE	gradient echo
IR	inversion recovery
Kg	kilogram
KL	kontrastní látka
l	litr
MR, MRI	magnetická rezonance, magnetic resonance imaging
ml	mililitr
mm	milimetr
mmol	milimol
MSFC	MS functional composite
Ni	nikl
Osm	osmolarita
P	latence vlny
PACS	picture archiving and communication systems
PD	proton denzitní
RF	radiofrekvenční
RR	klinická definitivní RS
RS, RSM	roztroušená skleróza, roztroušená skleróza mozkomíšní
SAG	sagitální
SAR	specific absorption rate, specifická míra absorpce
Sb.	sbírky
SE	spin echo
STIR	short tau inversion recovery, potlačení signálu tuku

S/Š	poměr signálu a šumu
SWI	susceptibility weighted imaging, citlivost váženého zobrazování
T	tesla
T1	podélná relaxace protonů vodíku
T1W	T1 v. o. založeny na rozdílu hodnot časů T1 u jednotlivých tkání vyšetřované oblasti
T2	příčná relaxace protonů vodíku
T2W	T2 v. o. založeny na rozdílu T2 relaxačních časů tkání
TI	inversion time
TE	time to echo
TR	time to repeat
TSE	turbo SE
v. o.	vážený obraz

ÚVOD

Mou bakalářskou práci na téma vyšetření mozku a míchy u pacientů s roztroušenou sklerózou pomocí MRI jsem si vybrala z důvodu, že bych jednou ráda pracovala na oddělení radiodiagnostiky a je vysoká pravděpodobnost, že se s magnetickou rezonancí jednou setkám.

V teoretické části se nejprve zabývám seznámením s onemocněním roztroušená skleróza a základní anatomii, která je s touto nemocí spjata. Dále jsou popsány základní principy, využití a ostatní důležité informace týkající se magnetické rezonance a kontrastních látek, které jsou při diagnostice magnetickou rezonancí využívány. Jelikož jde v praktické části především o rozdíly mezi 1,5T a 3T MRI, jsou zde popsány také výhody a nevýhody těchto přístrojů.

V praktické části bylo cílem změřit a zjistit, který z přístrojů je citlivější k detekci ložisek roztroušené sklerózy na mozku. Zjišťování, zda je k těmto ložiskům 3T MRI citlivější, jestli dokáže zobrazit i ložiska menší než 5 mm. Okrajově se v praktické části věnuji popisu daného vyšetření.

1 CÍLE A METODY PRÁCE

1.1 Cíl práce

Cílem této bakalářské práce je seznámení s přístroji magnetické rezonance a s onemocněním roztroušená skleróza. Při MRI vyšetření mozku a páteře seznámení s protokoly k vyšetření u pacientů s tímto onemocněním na 1,5T a 3T přístroji, změření intenzity signálů ložisek RS a bílé hmoty a porovnání jejich poměrů na těchto dvou přístrojích a popis průběhu vyšetření.

1.2 Metody k dosažení cíle

Ke zpracování teoretické části bylo využito důvěryhodných a vědeckých zdrojů o základních parametrech a funkci magnetické rezonance a seznámení s onemocněním roztroušená skleróza. V praktické části bylo metodikou zvoleno retrospektivní hodnocení MR skenů na 1,5T a 3T MRI přístrojích.

TEORETICKÁ ČÁST

První kapitola teoretické části mé bakalářské práce se věnuje seznámení s onemocněním. Druhá kapitola je zaměřena na popis základní anatomie mozku, páteře a míchy. Další kapitoly se zabývají principem magnetické rezonance, kontrastními látkami pro MRI a nakonec výhodami a nevýhodami 3T MRI.

2 SEZNÁMENÍ S ONEMOCNĚNÍM

Roztroušená skleróza je chronické autoimunitní onemocnění centrálního nervového systému charakterizované zánětem, demyelinizací, gliózou a ztrátou neuronů. Neurologické příznaky se liší a mohou zahrnovat zhoršení zraku, necitlivost a brnění, ohniskovou slabost, inkontinenci močového měchýře a střev a kognitivní dysfunkci. Příznaky se liší v závislosti na umístění léze. (Tafti et al., 2021). Klinické průzkumy a studie potvrzují, že díky včasné diagnostice a léčbě roztroušené sklerózy v počátečních stádiích onemocnění se může výrazně snížit rychlost zhoršení a postupu nemoci a také brání trvalému poškození nervových struktur – oddálení invalidity pacientů. (Vališ et al., 2018). Příčina vzniku této nemoci není dodnes zcela známá. Podílejí se na ní nejpravděpodobněji zevní i genetické faktory. Rozšíření v České republice je asi 130 nemocných na 100 000 obyvatel. U mužů se vyskytuje asi dvakrát méně nežli u žen. (Vaněčková, 2010)

Onemocnění se dělí na relaps-reminentní, relaps-pregredující, sekundárně-progresivní a primárně-progresivní. Průběh nemoci je u každého pacienta individuální. Nejčastější je střídání atak a remisí, bez progresu mezi jednotlivými atakami – relaps-reminentní forma, kterou má na začátku onemocnění 80 - 85 % pacientů. Daná choroba vychází z dvoustupňového procesu. V první fázi choroby se jedná o klinicky izolovaný syndrom (CIS) nebo o klinicky definitivní roztroušenou sklerózu (RR). V této fázi je v popředí vlastní zánět, ale podle dnešních histopatologických studií jsou přítomny i začínající známky neurogeneze, proto je v této fázi důležité zahájení léčby léky modifikující chorobu. Ve fázi pozdní je neurogeneze v popřední a zánětlivá složka neodpovídá na protizánětlivé léky a přestává být pod kontrolou periferní imunitní regulace. V současné době nejsou známy léky, které by měly schopnost reparovat nervová vlákna, a proto je klíčové, aby diagnostika byla provedena co nejdříve, aby mohla být léčba včasně zahájena a předešlo se trvalému neurologickému postižení, nebo alespoň zpomalení přechodu z první do druhé fáze. (Vaněčková, 2010)

Léčbu RS dělíme na dvě části – akutní a trvalá. U akutní ataky se podává metylprednisolon a u dlouhodobé léčby se používají protizánětlivé léky. Mezi metody první volby jsou

v současné době interferon beta a glatiramer léky. Při selhání této medikace jsou zvoleny léky druhé volby, kam patří monoklonální protilátka, natalizumab, intravenózní imunoglobuliny, imunosupresiva. Vzhledem k nejisté odpovědi na léky a jejich vedlejším účinkům se stále testují nové preparáty ovlivňující chorobu a její průběh (cytostatika: cladribin, syntetické imunomodulátory: kyselina fumarová -BG12, fingolimod – FTY720, laquinimod, teriflunomid a nové monoklonální protilátky: daclizumab, alemtuzumab, antiCD20-rituximab). Při agresivním průběhu choroby může být podáno cytostatikum mitoxanton nebo cyklofosamid. U relaps-progredující formy je často agresivní průběh: pokud výše zmíněné postupy selhávají nebo jsou nedostatečné, lze přejít k nejagresivnější léčbě, kterou je vysokodávková imunoablace s podporou autologních hematopoetických kmenových buněk. (Vaněčková, 2010)

Pro včasné zahájení léčby je důležitá časná diagnostika RS a účinnost podaných léků modifikujících průběh choroby. U většiny pacientů (85 %) onemocnění začíná jako tzv. klinický izolovaný syndrom (CIS), kdy se jedná o první neurologické příznaky, které jsou podezřelé, že se u pacienta do několika let vyvine klinický definitivní RS (RR). Mezi nejčastější poruchy patří poruchy senzitivní, optická neuritida, transversální myelitida, kmenový syndrom, nebo jejich kombinace. Pacienti s CIS, kteří mají negativní nález na MR, mají asi 11% riziko, že u nich do 10 let proběhne další klinická ataka. Mají-li na MR dvě nebo více ložisek, mají mnohem větší riziko (80-90 %), že se u nich vyvine klinicky definitivní RS. (Vaněčková, 2010)

V současné době neexistuje žádný test, který by jednoznačně potvrdil nebo vyloučil diagnózu RS. Diagnóza je stanovena na základě klinického vyšetření s menší či větší pravděpodobností, průběhu onemocnění a pomocných vyšetřovacích metod (magnetická rezonance, vyšetření likvoru, evokovaných potenciálů apod.) V roce 1983 Poser a spol. zavedli diagnostická kritéria pro roztroušenou sklerózu a termín klinicky definitivní RS. Ataku definoval ve svých kritériích již Schumacher roku 1965 – neurologický příznak musí přetrvávat alespoň 24 hodin a časový interval mezi dvěma atakami musí být alespoň 30 dnů. V současnosti používáme McDonalдова kritéria, která kombinují nález klinický, objektivní léze a pomocné vyšetřovací metody (MR, vyšetření mozkomíšního moku a zrakových evokovaných potenciálů). (Vaněčková, 2010)

Zásadním průkazem pro diagnostiku RS jsou oligoklonální proužky, za pozitivní nález je považována přítomnost alespoň dvou proužků v alkalické části spektra v mozkomíšním moku oproti v séru. Nachází se přibližně u 90-95 % pacientů s RS. (Vaněčková, 2010)

Z evokovaných potenciálů se v současnosti vyšetřují pouze zrakové potenciály, kde se sleduje prodloužení latence vlny P 100 při nezměněném tvaru. Vyšetření senzitivní je u pacientů, kteří prodělali retrobulbární neuritidu, až 90 %. Pacienti s RS diagnózou, kteří ji neprodělali, mají prodlouženou latenci vlny P 100 pouze v 50 % (jde o známku subklinického postižení očního nervu. (Vaněčková, 2010)

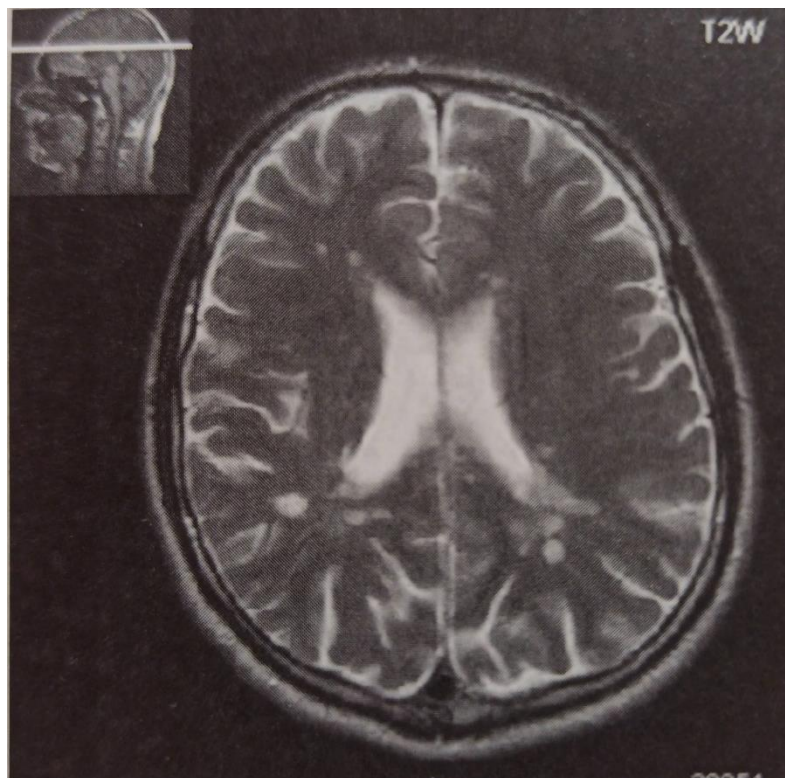
Patologicko-anatomickou stránkou choroby jsou perivaskulární zánětlivá ložiska – plaky. V těchto ložiskách jsou přítomny T-lymfocyty (CD4 a CD8), aktivované makrofágy, mikroglie a B-lymfocyty. Histopatologické studie ukazují časnější postižení axonů, resp. neuronální ztrátu. Aktivní léze vyznačují ztrátu myelinu, infiltraci makrofágy (Gitterovými buňkami), perivaskulární zánět tvořen T- a B-lymfocyty a plazmatické buňky seskupené s perivaskulární demyelinizací. Obnovené makrofágy s nukleárními atypii jsou znatelné uvnitř a na okrajích plaky. Úbytek oligodendrocytů je patrná u pacientů nejčastěji v časných stádiích choroby, zatímco u ostatních pacientů je oligodendroglie zachována, což ukazuje na variabilitu mezi pacienty, a může se během času měnit i u jednoho pacienta. Remyelinizaci oligodendroglie možno sledovat u akutních i chronických plak, její podíl s postupem choroby klesá. (Vaněčková, 2010)

Symptomy RS jsou velmi různorodé. Mezi nejčastější příznaky tohoto onemocnění patří parestezie, které nemocný většinou podceňuje. Typické bývají poruchy zraku, nejčastěji retrobulbární neuritida. Poruchy hybnosti jsou hojné, zpravidla ve formě spastické paraparézy s výraznějším postižením dolních končetin. Charakteristické jsou i mozečkové příznaky: ataktická chůze, intenční třes, skandovaná řeč a pohybová dysmetrie. Poruchy citlivosti hluboké ale i povrchové nepatří mezi vzácná postižení. Další mohou být poruchy sfinkterů, které začínají imperaktivní mikcí, později jako retence spojená s inkontinencí. Mohou se vyskytnout poruchy i sexuálních funkcí. U nemocných pozorujeme stavy deprese. Poruchy kognitivních funkcí nepatří mezi časná příznaky, bývají uváděny poruchy soustředění a paměťových funkcí. K nespecifickým, ale omezujícím příznakem je také excizivní únava. (Vaněčková, 2010)

Rozsah postižení se klinicky hodnotí dle EDSS skóre (Expanded Disability Status Scale). Výsledky neurologických vyšetření jsou shromažďovány do osmi funkčních systémů (mozečkový, pyramidový, systém mozkového kmene, sensorický, vegetativní, zrakový, systém mozkový neboli mentální a jiné funkce). Všechny funkční systémy jsou hodnoceny od 0 (žádné postižení) po 5-6 (maximální). Součet bodů nám určí EDSS skóre, které je v rozpětí od nuly

(normální stav) po 10 (smrt), po půl bodu. EDSS skóre není ideální vzhledem k mísení klinických příznaků a vyšetření a nespojitosti, která snižuje hodnotu lineární souvstažnosti. Výhodou je široké rozšíření mezi lékaři. (Vaněčková, 2010)

Nověji se využívají také další škály, které zohledňují více kognitivní funkce – MSFC (MS Functional composite), který hodnotí tři klinické oblasti – funkce ruky/paže, chůze a kognitivní funkce. (Vaněčková, 2010)

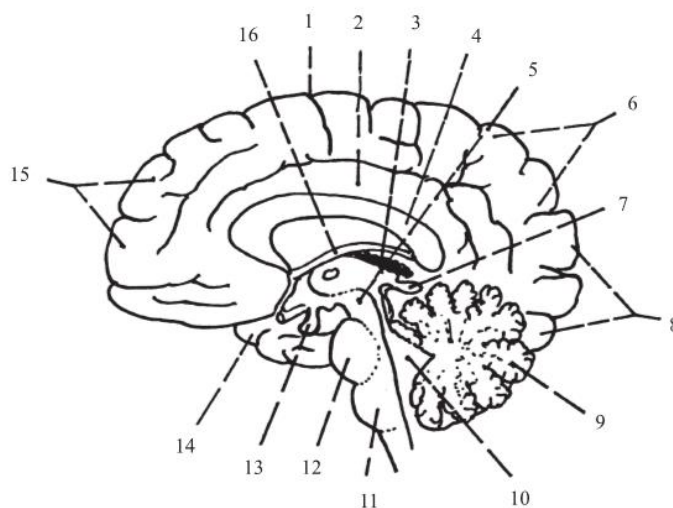


Obrázek 1 - Nález RS, T2W (Vaněčková, 2010)

3 ZÁKLADNÍ ANATOMIE

3.1 Anatomie mozku

Mozek (cerebrum), je rozdělen na zadní část, střední a přední. Zadní mozek (rhombencephalon) tvoří tři díly: prodloužená mícha (medulla oblongata), Varolův most (pons Varoli), mozeček (cerebellum). Zadní mozek obsahuje IV. mozkovou komoru, jejíž dno má podobu kosočtverce. Střední mozek (mesencephalon) spojuje část mezi zadním a předním mozkiem. Spolu s Varolova mostem a prodlouženou míchou vytvářejí mozkový kmen. Přední mozek (prosencephalon) tvoří díly dva: mezimozek (diencephalon) a koncový mozek (telencephalon). Přední mozek zahrnuje dvě postranní komory a III. mozkovou komoru. (Fiala, 2015)



Obr. 6.5 Části mozku na sagitálním řezu

1 – sulcus centralis, 2 – cingulum, 3 – plexus choroideus ve stropu III. komory, 4 – corpus callosum, 5 – mesencephalon, 6 – temenní lalok, 7 – šišinka, 8 – týlní lalok, 9 – mozeček (vermis), 10 – IV. komora, 11 – prodloužená mícha, 12 – pons Varoli, 13 – hypofýza, 14 – spánkový lalok, 15 – čelní lalok, 16 – fornix

Obrázek 2 - Mozek (Fiala, 2015)

3.1.1 Prodloužená mícha

Prodloužená mícha (medulla oblongata) měří 20 – 25 mm a sahá po výstup 1. krčního nervu až po most Varolův. Na přední straně leží dva valy, které se kříží na hranici míchy a míchy hřbetní. Laterálně od každého valu je oválné vyvýšení, nazývané oliva. Dovnitř od olivy vystupuje XII. hlavový nerv, zevně od olivy vystupují IX., X., a XI. nerv. Na zadní ploše prodloužené míchy pokračují nahoru zadní provazce hřbetní míchy, v jejichž rozšířených koncích jsou jádra zadních provazců. (Fiala, 2015)

3.1.2 Varolův most

Varolův most (pons Varoli) kaudálně navazuje na prodlouženou míchu a v opačném směru na mesencephalon. Na zadní ploše se směrem nahoru uzavírá IV. komora a přechází do III. komory mozkové kanálkem zvaným aqueductus mesencephali. Zde se nacházejí především motorická jádra nervus trigeminus, nervus trochlearis a nervus facialis. (Fiala, 2015)

3.1.3 Mozeček

Mozeček, cerebellum, je uložen nad zadní stranou mozkového kmene a od zbylého části mozku je oddělen částí tvrdé pleny mozkové. Střední část mozečku se nazývá vyvýšenina vermis a laterálně od ní jsou uloženy mozečkové hemisféry. (Fiala, 2015)

3.1.4 Střední mozek

Střední mozek, neboli mesencephalon, je poslední kraniální část mozkového kmene. Ventrálně je tvořen crura cerebri, mohutnými stvoly. Další vrstvy středního mozku tvoří tegmentum a tectum. Přes mesencephalon probíhá káňálek spojující III. a IV. mozkovou komoru (aqueductus mesencephali). Zde jsou také uložena jádra nervus oculomotorius a nervus abducens. (Fiala, 2015)

3.1.5 Mezimozek

Mezimozek, diencephalon, leží mezi mozkovým kmenem a koncovým mozkem a dělí se na pět částí. První z nich se nazývá epithalamus, který je tvořen nepárovou šišinkou, corpus pineale. Obsahuje melatonin, který má na starost řízení rytmů bdění a spánku, spolu s hypothalamem. Metathalamus je koncovou částí optické dráhy. Další část se nazývá Thalamus. Ten ohraničuje III. mozkovou komoru. Společně s tkání roste do mozkových komor pia mater a utváří cévní pleteně, plexus choroidei. Thalamus převádí vzruchy do senzorické oblasti mozkové kůry. Mezi další část mezimozku patří subthalamus, který je uložen pod thalamem. Jeho jádra jsou zapojena bazálních ganglií. Pátá část, hypothalamus, tvoří dno a stěnu III. komory mozkové. Je spojen se zrakovou dráhou. Jádra hypothalamu kontrolují životně důležité funkce a reflexy. Je na něho napojen podvěsek mozkový, hypophysis cerebri. (Havlíček, 2019)

3.1.6 Koncový mozek

Koncový mozek, telencephalon, tvoří dvě hemisféry, které jsou od sebe odděleny rýhou, fisura longitudinalis cerebri a v hloubce spojeny kalózním tělesem, corpus callosum. Pravá i levá hemisféra obsahuje četné rýhy, sulci cerebri, a závitky, gyri cerebri. Hemisféry rozlišují laloky čelní, temenní, týlní a spánkový. Čelní lalok je od spánkového a temenního laloku oddělen hlubokou rýhou, sulcus lateralis cerebri, neboli Sylviova rýha. Vně hemisféry probíhá protáhlý

závit, gyrus cinguli – část čichového mozku, rhinencephalon, který shora navazuje na kalózní těleso. Pod ním leží obloukovitý fornix, součást čichové dráhy. Zadní část temenního laloku obsahuje klínovitý tvar kůry, cuneus, na jehož dorzální části je umístěno korové zrakové centrum. Na dolní straně hemisféry na čelním laloku, leží část čichového mozku, bulbus et tractus olfactorius. Šedá hmota mozku koncového tvoří mozkovou kůru, ale také shluky v podobě bazálních ganglií uložené v hloubce bílé hmoty. (Fiala, 2015)

3.1.7 Lokalizace korových center

Oblast motorická s velkými pyramidovými buňkami, je uložena v gyrus precentralis v čelním laloku. Brocovo motorické centrum řeči je v jeho dolní části. Senzorické centrum řeči, Wernickeovo, leží v laloku spánkovém. Senzitivní oblast je umístěna v gyrus postcentralis, temenním laloku. Korovou sluchovou část najdeme ve spánkovém laloku, zrakové centrum po obou krajích ostruhové rýhy, sulcus calcarinus. Čichové centrum je na vnitřní ploše hemisféry a korová chuťová oblast leží v dolní části gyrus postcentralis. (Fiala, 2015)

3.2 Anatomie míchy

Mícha, medulla spinalis, začíná pod foramen magnum mezi kostí týlní a atlasem a je uložena v páteřním kanálu. Křížení snopců pyramidových drah v tomto místě se nazývá decussatio pyramidum. Mícha končí ve výši L2 kuželovitým zakončením s názvem conus medullaris. Pokračuje kaudálně jako filum terminale, vlákno neuroglií tvořené vazivem měkké pleny. Na krční míše je ztluštění, intumescentia cervicalis, v bederní části se takové ztluštění nazývá intumescentia lumbalis. Po celé délce míchy je hluboký zářez s názvem fisura mediana anterior. Vzadu mělká brázda, sulcus medianus posterior a na ventrolaterální straně míchy je podélná párová rýha, sulcus anterolateralis. Na dorsolaterální straně je párová rýha, sulcus posterolateralis. Průřezem míchou je vidět centrální kanál míšní, canalis centralis. Ten vstupuje do komorového systému mozku a obsahuje mozkomíšní mok. Okolo tohoto kanálku je šedá hmota míšní, substantia grisea. Na průřezu má tvar motýla, či písmene H. Na transverzálním řezu se její části označují jako míšní rohy, cornua. Míšní sloupce, columnae, odpovídají jednotlivým rohům ve vertikální rovině. (Havlíček, 2019)

Bílá hmota míšní, substantia alba, je uložena mezi sloupci šedé hmoty a je rozdělena na tři párové svazky provazců míšních, funiculi medulae spinalis. Zadní, funiculus posterior, postranní, funiculus lateralis a přední, funiculus anterior. Z míchy vystupuje 31 párů míšních nervů. Jejich vlákna mají název fila radicularia, sdružují se a vytvářejí přední kořeny míšních nervů, radices anteriores/ventrales. Jsou to kořeny motorické. Zadní kořeny, radices

posteriores/dorsales, jsou převážně senzitivní. Úsek míchy, ze kterého kořeny vycházejí, se nazývá míšní segment. Na zadním kořenu je ganglion spinale. Spojením zadních a předních míšních kořenů se vytváří míšní nerv, nervus spinalis. Segmentů, tedy i párů míšních nervů, je 31. Z toho je 8 krčních, 12 hrudních, 5 bederních, 5 segmentů křížových a 1-3 segmenty kostrční. Lumbální a sakrální míšní nervy vytvářejí chvost vláken, cauda equina. (Havlíček, 2019)

Ložiska roztroušené sklerózy mozkomíšní jsou nejčastěji umístěna dorsolaterálně a na transverzálních řezech mají typický kulatý či trojúhelníkový tvar. Mohou však vypadat jakkoliv a neobvykle zahrnovat celou přední část. Ložiska velikostně nepřesahují výšku dvou obratlových těl, což pomáhá v diagnostice odlišit od neuromyelitis optica. (Vaněčková, 2010; Thurnher, radiologyassistant.nl)

3.2.1 Obaly míchy

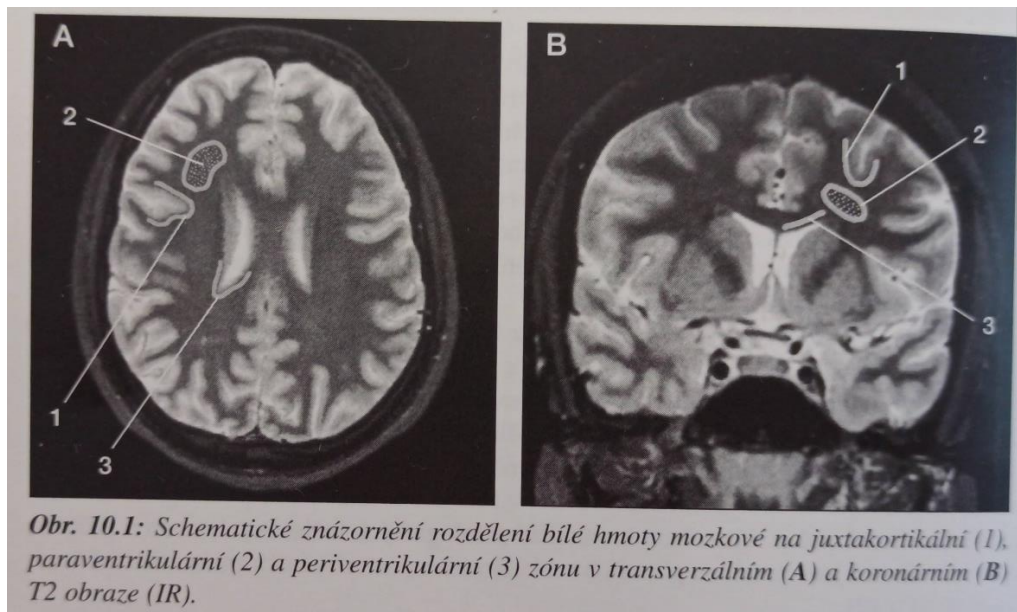
Na povrchu míchy je měkká plena, pia mater spinalis. Vně od ní je pavučnice, arachnoidea spinalis. Mezi těmito měkkými plenami subarachnoidální prostor, cavitas subarachnoidea, kde je mozkomíšní mok, liquor cerebrospinalis. Zevně od měkké pleny a pavučnice je tvrdá plena míšní, dura mater spinalis. Páteřní kanál je vystlán periostem, endorhachis. Mezi saccus durae matris spinalis a endorhachis je fyziologicky přítomný prostor epidurální, spatium apidurale. (Havlíček, 2019)

3.3 Bílá hmota mozková

Šedá hmota mozková i míšní je částí nervové soustavy, kde jsou nervové vzruchy generovány a přepojovány. Bílá hmota je struktura zajišťující transport vzruchů do místa určení. (Černoch, 2000)

Bílou hmotu mozkovou můžeme rozdělit na tři základní vrstvy neboli zóny. Juxtakortikální zóna představuje zevní vrstvu bílé hmoty, která přiléhá k mozkové kůře. Patří sem také oblasti, které v podkorových vrstvách propojují vzájemně oblasti dvou sousedních gyrů a které se s ohledem na jejich tvar často označují jako U-vlákna. Další vrstvou je periventrikulární zóna, která je naopak vnitřní oblastí bílé hmoty. Nachází se vedle postranních komor a patří do ní oblast kalózního tělesa. Někdy bývá označována jako subependymální vzhledem k těsnému vztahu k ependymu postranních komor. Poslední vrstvou je zóna paraventrikulární. Ta reprezentuje hluboké vrstvy bílé hmoty mezi juxtakortikální a periventrikulární zónou. Tato zóna se nachází na rozvodí arteriálního zásobení bílé hmoty a je charakteristická výskytem infarktů vaskulární etiologie. Zóny juxtakortikální a periventrikulární

jsou dobře zásobeny z dvou arteriálních povodí, a proto nejsou tolik náchylné k ischemickým infarktům. V těchto oblastech se setkáváme se změnami zánětlivě demyelinizačního charakteru. (Černoš, 2000)



Obrázek 3 - Rozdělení bílé hmoty mozkové (Černoš, 2000)

3.4 Anatomie páteře

Páteř, columna vertebralis, tvoří osu lidského vzpřímeného těla, která je složena z obratlů, vertebrae. Mezi sebou jsou spojeny vazy, klouby a meziobratlovými destičkami. Páteř tvoří 33 - 34 obratlů. Obratle rozdělujeme na 7 krčních C1-C7, vertebrae cervicales 12 obratlů hrudních Th1-Th12, vertebrae thoracicae, 5 obratlů bederních L1-L5, vertebrae lumbales, obratle křížové se vznikají srůstem 5 obratlů a tvoří tak os sacrum S1-S5, vertebrae sacrales a obratle kostrční, vertebrae coccygae, jsou tvořeny srůstem 4-5 obratlů Co1-Co4/5, které tvoří kost kostrční, os coccygis. (Fiala, 2015)

Obratle tvoří tělo, oblouk a výběžky (corpus, arcus a processus). Horní i dolní plochy obratle jsou ploché a naléhají na meziobratlové ploténky. Oblouk obratle je k tělu obratle připojen zezadu a obemyká a chrání tak míchu. Z obratlového oblouku vystupují čtyři kloubní výběžky, processus articulares. Dva příčné výběžky, processus transversi, a jeden trnový, processus spinosus. Výjimkou jsou dva první krční obratle, tzv. C1 – nosič, atlas, nemá tělo. C2 – čepovec, axis, vybíhá vzhůru jako zub, dnes axis. Mezi tělem a obloukem obratle je obratlový prostor, foramen vertebrae. Otvory na páteři vytvářejí kanál, canalis vertebralis, ve kterém je uložena

mícha. Z míchy vystupují míšní nervy, které procházejí skrz meziobratlové otvory, foramina intervertebralia. (Fiala, 2015)

Páteř obsahuje všechny typy kostních spojů. Asi jedna čtvrtina páteře tvoří meziobratlové ploténky – destičky. Jsou velmi zatěžovány a mají funkci pružných nárazníků. Mezi výběžky jsou nejvíce ploché klouby. Jejich tvar a postavení ovlivňuje rozsah pohybů. Mezi atlasem a týlní kostí je elipsovitý kloub a kloub atlantoaxální, díky kterému je možná rotace hlavy. (Fiala, 2015)

Páteř je zesiluje mnoho vazů. Podél přední plochy těl obratlů probíhá ligamentum longitudinale anterius, podél zadní plochy, v páteřním kanálu ligamentum longitudinale posterius. Mezi oblouky obratlů jsou silná ligamenta interarcualia, která se běžně označují jako ligament flava. Mezi příčnými a trnovými výběžky jsou krátká ligamenta intertransversaria a ligamenta interspinalia. Vedle vrcholů trnových výběžků jsou dlouhá ligamentum supraspinale. Obratle křížové srůstají v os sacrum a obratle kostrční v os coccygis. Srůst obratlů se nazývá synostýza. Meziobratlové ploténky tento jev označují jako synchrondróza a vazy syndesmóza. (Fiala, 2015)

Pohyblivost páteře je ovlivněna jejím zakřivením. Mezi základní zakřivení páteře patří lordóza – konvexní vyklenutí ventrálně a kyfóza – konvexní vyklenutí dorzálně. Případně skolióza – vybočení ve frontální rovině. (Fiala, 2015)

4 PRINCIP MRI

Magnetická rezonance (MRI) je měřicí technika používaná ke zkoumání atomů a molekul je založena na interakci mezi přiloženým magnetickým polem a magnetickou rezonancí a částicí, která má spin a náboj. Jaderný spin, přesněji řečeno jaderný spinový úhlový moment, je jednou z několika vnitřních vlastností atomu a jeho hodnota závisí na přesném složení atomu. Každý prvek v periodické tabulce kromě argonu a ceru má alespoň jeden přirozeně se vyskytující izotop, který má jaderný spin. Proto lze v principu pomocí magnetické rezonance zkoumat téměř každý prvek a základní myšlenky rezonanční absorpce a relaxace jsou pro všechny tyto prvky společné. Přesné detaily se liší jádro od jádra a systém od systému. Magnetické pole se často mění v čase nebo prostoru a je spojeno s elektrickým polem, čímž vzniká elektromagnetické vlnění. Magnetická pole, zejména elektromagnetické vlny, jsou charakterizována svou frekvencí. V magnetické rezonanci se vyskytují magnetická pole, která jsou časově konstantní a mění se při akustických frekvencích (několik kilohertzů), a která se mění na rádiových frekvencích (několik megahertzů). (Dale, 2015)

Mezi hlavní přednosti magnetické rezonance patří vynikající tkáňový kontrast, multiplanární zobrazování, kvalitativní hodnocení tkáně podle různých čtyř fyzikálních znaků (T1 a T2 relaxace, protonová hustota, pohyb – tok), neinvazivnost, ale také absence škodlivých vlivů na organismus. Nevýhodou MRI je nemožnost vyšetřování osob s feromagnetickými cévními svorkami, elektronickými implantáty, vysoké pořizovací náklady a také omezená dostupnost. (Černoch, 2000)

4.1 Historie

MRI neboli magnetická rezonance (Magnetic Resonance Imaging), je neinvazivní vyšetřovací metodou, která se v medicíně začala uplatňovat od konce 70.let a stává se nenahraditelnou součástí zobrazovacích metod v medicíně. Je odvozena od nukleární magnetické rezonance, užívané v analytické chemii, která je založena na rozdílných magnetických vlastnostech jader atomů různých prvků. (Válek, 1996)

Roku 1938 I.I. Rabi společně s jeho spolupracovníky dokázali pomocí experimentu, že chování atomů stříbra sestavených do tenkého atomárního svazku a vystavení účinkům magnetického vnějšího pole je závislé na jejich jaderném spinu. V roce 1946 Edward M. Purcell a Felix Bloch provedli první povedené pokusy s nukleární magnetickou rezonancí se vzorky pevných látek a kapalin. Za tyto pokusy získali o šest let později Nobelovu cenu. (Válek, 1996)

1972 R. Damadian navrhnul využití nukleární MR jako tomografickou zobrazovací metodu (udělen patent). O rok později, 1973, Paul C. Lauterbur získal první řez MR dvou trubic naplněných vodou. Roku 1974 J. M. S. Hutchinson a P.C Lauterbur společně vytvořili první MR řez živého organismu (laboratorní myš). V roce 1976 P. Mansfield s A. A. Maudsley dosáhli MR obrazu lidského prstu. 1977 R. Damadian publikoval první obraz MR lidského hrudníku. (Válek, 1996)

4.2 Úvod do teorie MRI

Princip magnetické rezonance funguje tak, že pacient je uložen do velmi silného magnetického pole, následně je vyslán krátký radiofrekvenční impulz a po jeho skončení se snímá magnetický signál, který vytvářejí jádra atomů vodíku v těle pacienta. Signál poté měříme a je využíván k rekonstrukci obrazu. Mezi speciální vyšetřovací postupy patří mozková difuze, funkční MR a MR spektroskopie. (Vomáčka, 2012)

- Mozková difúze – pomocí této metody sledujeme a kvantitativně hodnotíme pohyb molekul vody. Hlavním významem tohoto vyšetřovacího postupu je časný průkaz mozkové ischémie. Detekce patologických změn do 20 minut po jejím vzniku a tím ovlivnění dalších léčebných postupů. (Nekula, 2007)
- Funkční MR – tato metoda prokazuje funkční místa mozkové kůry, která jsou aktivována podnětem. Funkční magnetická rezonance se uplatňuje především v diagnostice epileptického ložiska nebo před operací mozku. (Nekula, 2007)
- MR spektroskopie – Díky této metodě získáváme informace o biochemickém složení tkání, bez jejího odebrání. MR spektroskopii nejčastěji volíme u diagnostiky recidiv nádorů, při metabolickém onemocnění mozku nebo aktivity roztroušené sklerózy. (Nekula, 2007)

4.3 Atomová jádra

Atomová jádra jsou složena z protonů a neutronů. Protony jsou kladně nabitě částice, rotující kolem své dlouhé osy a tento pohyb se nazývá spin. V okolí pohybujícího elektrického pole vzniká pole magnetické, které nazýváme magnetický moment. Atomová jádra s lichým počtem protonů navenek vykazují magnetický moment. Nejdůležitějším zástupcem je vodík, jehož jádro je tvořeno pouze z jednoho protonu. Vodík je obsažen ve 2/3 lidského organismu jeho magnetický moment je silný a lze ho dobře měřit. (Vomáčka, 2012)

4.4 Statické magnetické pole

V lidské tkáni jsou protony vodíků orientovány nahodile, jejich magnetické momenty se vzájemně ruší, a proto je navenek magnetický moment roven nule. Pokud umístíme protony do statického magnetického pole, označujeme jej B_0 , protony se uspořádají rovnoběžně se siločarami B_0 . Většina protonů je v paralelním postavení a menší část je otočena o 180° , v antiparalelním postavení. Jednotkou intenzity statického magnetického pole B_0 je Tesla (T), nejvíce používané přístroje mají sílu intenzity 1,5T. V diagnostice se využívají také přístroje s intenzitou magnetického pole 3T. (Vomáčka, 2012)

4.5 Precese

Statické magnetické pole způsobuje také precesi. Jedná se o rotační pohyby po obvodu pomyslného kužele v transverzální rovině. Tento pohyb můžeme přirovnat k rotaci dětské káči. Protony však nerotují synchronně, nejsou ve fázi (jsou rozfázované). Znamená to, že ačkoliv se každý proton otáčí po stejné kruhové dráze stejnou rychlostí, nachází se každý ve stejném okamžiku na jiném místě kruhu. Frekvence precesního pohybu je závislá na velikosti statického magnetického pole a gyromagnetickém poměru. Tuto závislost vyjadřuje tzv. Larmorova rovnice. (Vomáčka, 2012)

4.6 Vysokofrekvenční magnetický impulz

V popsaném paralelním a antiparalelním postavení spinů je velikost magnetického momentu spinů ve srovnání se siločarami B_0 tak malá, že je v podstatě nezjistitelná. Pokud však změním uspořádání protonů, magnetický moment bude mít jiný směr než siločáry B_0 a můžeme jej detekovat. Změna polohy se provádí tím, že se zvnějšku dodá energie protonu pomocí vysokofrekvenčního elektromagnetického impulzu – jeho frekvence je blízká rozsahu krátkých rozhlasových vln. Dochází k excitaci, kdy se proton se získanou větší energií vychýlí o 90° nebo 180° (překlopení spinu). Frekvence radiofrekvenčního impulzu musí odpovídat Larmorově frekvenci, jinak by protony vodíku nepřijaly dodanou energii. Tento jev nazýváme rezonance. Vlivem radiofrekvenčního impulzu protony začnou provádět precesi ve fázi, synchronně, a jsou zdrojem zvýšené transverzální magnetizace. Vysokofrekvenční vliv má rozdílný vliv na jednotlivé rotace. Magnetizace transverzální se zvětšuje do maxima, magnetizace longitudinální se naopak utlumuje. Po vypnutí těchto pulzů se excitovaný proton vrátí do své původní polohy a dochází k rozfázování precesního pohybu. Tento jev se nazývá relaxace. Doba relaxace bývá obvykle delší než excitace. Energie, kterou vydává proton ve formě elektromagnetického záření, se částečně pohlcuje v okolních tkáních,

keré tak zahřívá. Uvolňování energie z transverzální magnetizace je postupná, intenzita klesá exponenciálně. Elektromagnetické energie se převádí v cívce (vodiče z Ag nebo Cu) na povrchu těla na elektrickou energii a ta se následně měří. Echo je příjem signálu magnetického momentu v relaxaci. (Vomáčka, 2012)

Při excitaci utlumená magnetizace v longitudinální rovině se vrací do normálu. Doba, kterou tento proces trvá, se nazývá T1. To je čas, za který magnetizace dosáhne 63 % původní hodnoty. Doba T2 značí čas, kdy příčná magnetizace dosáhne 37 % původní hodnoty. (Vomáčka, 2012)

4.7 MRI sekvence

Mezi nejpoužívanější vyšetřovací techniky je zjišťování T1 a T2 relaxačních časů. Excitační impulzy se obvykle několikrát mezi jednotlivými relaxacemi opakují. Série těchto impulzů se nazývá sekvence. Základní vyšetření se nazývá spin-echo (SE). Jednotlivé tkáně mají rozdílné T1 a T2 časy což má za následek rozdíly v intenzitě signálu, které se projevuje na obrazovce rozdíly ve stupni šedi. Tmavé struktury nazýváme hyposignální nebo hypointenzní, světlejší hyperintenzní nebo hypersignální. Tkáně, které jsou bez signálu (např. proudící krev) jsou černé barvy, asignální. Získané obrazy se nazývají T1 a T2 vážené obrazy. (Vomáčka, 2012)

Při provádění sekvencí spin-echo použijeme nejprve radiofrekvenční impulz, který vychyluje protony o 90° . V době, kdy dojde k vymizení příčné magnetizace a rozfázování vyšleme další impulz, který vychýlí protony o 180° , do antiparalelního postavení. Přesný pohyb bude nyní v opačném směru a lze ho znovu změřit. Při používání 90° a 180° se používá poloviční excitační čas, který se sčítá do výsledného TE (time to echo). Echo nám ukazuje příjem signálu po vyslání 180° signálu. Doba mezi pulzy se nazývá TR (Time to Repeat). (Vomáčka, 2012)

Základem vyšetřovacích postupů, při kterých je zkrácená doba vyšetření jsou tzv. gradientní echa (GE, GRE). Podstatou rychlých sekvencí je náhrada 90° a 180° vychýlení. U gradientních ech je úhel vychýlení jen $10-50^\circ$. Podélná magnetizace není kompletně utlumena, a proto můžeme použít sérii dalších rychlých pulzů. Doba vyšetření se zkrátí z 5-7 minut na desítky, někdy jednotky sekund. (Vomáčka, 2012)

4.7.1 Základní vyšetřovací postupy

T1 vážený obraz - signál vody je nízký, tuk naopak hypertenzní, protože je kratší doba relaxace. Při zkrácení relaxační doby je T1 signál silnější. Kontrastní látky relaxační dobu zkracují, proto jsou hyperintenzní. T1 v. o. se využívají k přesným anatomickým zobrazením. (Vomáčka, 2012)

T2 vážený obraz – má dobu relaxace a excitace delší. Čím je TR delší, tím větší je intenzita signálu. T2 v. o. je velmi citlivý na počínající patologické léze s větším obsahem vody. (Vomáčka, 2012)

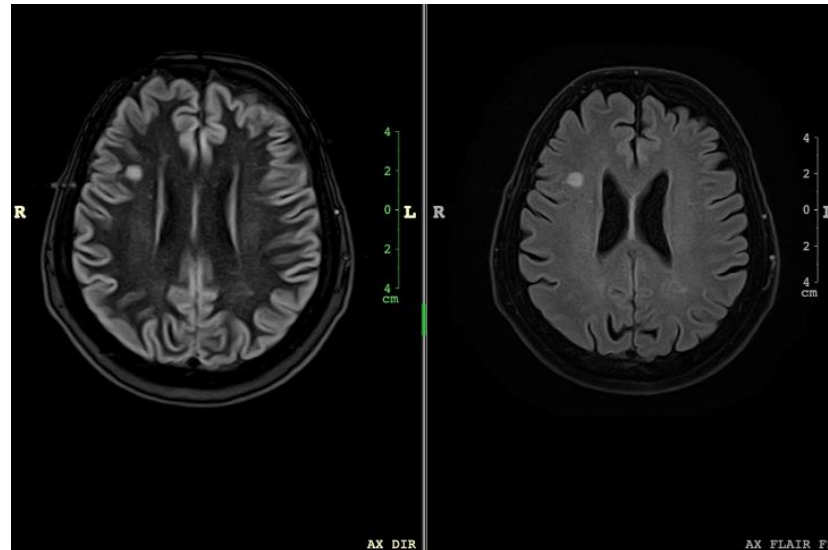
Proton denzitní obraz (PD) – dlouhá doba relaxace, ale TE je krátký. Kvalita obrazu PD závisí na hustotě protonů vodíku ve tkáních. (Vomáčka, 2015)

Inversion recovery (IR) – speciální sekvence, kdy se jedná o variantu silně vážené T1 i T2. Používá se obrácený postup. Nejprve se použije 180° a poté 90° impulz. Doba mezi jednotlivými impulzy se nazývá Inverzion Time. IR sekvence se využívají při vyšetřeních pro detailní diagnostiku, kdy je nutné potlačit signál vody nebo tuku. Nejpoužívanější sekvencí je FLAIR, potlačení signálu vody, nebo STIR, potlačení signálu tuku. (Vomáčka, 2012)

Také gradientní technika, která je spojena s excitací malého úhlu se nazývá FLASH (Fast low angle shot). Tato rychlá technika se nejčastěji využívá při vyšetření břicha v nádechu, při dynamickém zobrazení srdce a u 3D sekvencí. 3D typ akvizice je získáván aplikací fázového kódování ve dvou ortogonálních směrech. Je nutností, aby pro každý krok fázového kódování v jednom směru byly zopakovány všechny kroky fázování ve směru druhém. Z toho vyplývá i nutnost používání krátké intervaly TR. 3D typ akvizice nemá meziřezový interval, protože každá řádka obsahuje signál z celého 3D volumu a je zde vyšší poměr S/Š. (Seidl, 2012)

„Zajímavou možností je zobrazení „double inversion recovery“ (DIR). Tato sekvence pomocí dvou inverzních pulzů potlačuje zároveň signál mozkomíšního moku i bílé hmoty mozkové, čímž zvyšuje kontrast mezi bílou hmotou a kortexem. Bylo prokázáno, že tato sekvence vykazuje vyšší senzitivitu pro detekci lézí v bílé hmotě oproti T2 a FLAIR vzhledem k vyššímu kontrastu ložisek vůči okolí, umožňuje též lepší detekci lézí infratentoriálních. Další výhodou techniky DIR je lepší detekce intrakortikálních lézí. Již delší dobu je z histopatologických studií známo, že kortikální postižení je součástí patofyziologie tohoto onemocnění a pomocí techniky DIR byly kortikální léze prokázány řadou autorů, a to i v nejčasnějších stadiích onemocnění nebo u pacientů bez viditelných lézí v bílé hmotě. Někteří autoři též poukazují na signifikantní

korelace počtu kortikálních lézí s tíží kognitivního deficitu u pacientů s RS nebo na korelace s mírou fyzické disability.“ (Keřkovský, 2017)



Obrázek 4 - Porovnání DIR a FLAIR (Zdroj: autor)

4.8 Tvorba MR obrazu

Téměř každý obraz magnetické rezonance vzniká použitím algoritmu Fourierovy transformace pro identifikaci lokalizace MR signálu z různých oblastí vyšetřované oblasti na těle a vytváří 2D, či 3D MR obrazy různých velikostí a prostorových rozlišení. Obrazy jsou vypočítávány z digitalizovaných MR signálů přijatých ech. Obrázek MR je 2D rovina rozdělena mřížkou na základní obrazové elementy, pixely. Ty jsou někdy nazývané voxely a to nám zohledňuje skutečnost, že MR obraz je spíše řez tloušťky než pouze roviny. Nejtypičtější MR obrazy se skládají z 256 sloupců a 256 řad pixelů (voxelů), kde je každý dán celým číslem, který odpovídá intenzitě MR signálu, který pochází z odpovídající oblasti obrazu. Každý pixel je dán dvěma byty, což umožňuje celkem 65 536 možných hodnot. (Seidl, 2007)

Výsledek a technika zobrazení závisí zejména na výběru vrstvy a na kódování prostorových souřadnic. (Vomáčka, 2012)

Výběr vrstvy ovládající gradientní cívkou, které usměrňují magnetické momenty do třech základních rovin – x, y, z. Také nastavení šířky vrstvy se děje pomocí gradientních cívek. Kódování prostorových souřadnic se provádí v horizontálním směru nebo jako spirála. Vlastní rekonstrukce je složitý proces, založený na bázi těžké matematiky. Jedním z nejdůležitějších

článků je Fourierova transformace, což je matematický proces, který převádí signály z trojrozměrného prostoru lidského těla do dvourozměrného obrazu. V tzv. K-prostoru se shromažďují všechny signály získané z vyšetření. V centru k-prostoru je signál výraznější než v periférii. U moderních metod se signály vynulují v periférii a tím se zkrátí doba rekonstrukce a tvorby obrazu. Vzniklá kvalita MR obrazu se hodnotí rozlišení detailů a kontrastu. Výsledný obraz závisí na vnitřních a vnějších podmínkách. (Vomáčka, 2012)

4.8.1 Vnitřní podmínky

U vnitřních podmínek jde zejména o počet protonů vodíku (hustota spinů) v jednotce objemu. Čím větší je počet, tím větší je intenzita signálu. Vodíkové protony jsou obsaženy hlavně ve vodě, tucích a některých hydratovaných bílkovinách. Oproti tomu naopak kompakta kostí, kalcifikace nebo kovy nedávají signál žádný, protože mají pouze minimum volných protonů vodíku. Vliv na hustotu spinů má síla B_0 – čím větší je, tím se aktivizuje větší počet protonů vodíku. Mezi další vnitřní podmínky patří magnetická susceptibilita. To je schopnost tkáně stát se magnetickou. Látky, které mají nepárové elektrony v obalu mají susceptibilitu pozitivní – látky paramagnetické s feromagnetické. Feromagnetické látky vytvářejí permanentní magnetické pole a látky paramagnetické ho vytvářejí pouze dočasně, kdy se tkáň magnetizuje, např. metabolity krve methemoglobin a desoxyhemoglobin, železo a mangan. Z exogenních látek gadolinium, které je součástí kontrastních látek. Diamagnetické látky jsou ty, které mají v obalu sudý počet elektronů s nejsou tak schopny vytvářet magnetické pole. Také závisí na relaxačních časech, které jsou různé pro jednotlivé tkáně. Fluidní struktury (edém, likvor, moč, žluč) mají relaxační čas delší, protože drobné molekuly vody rotují dlouho. Naopak látky s velkým obsahem proteinů nebo tuku mají relaxační čas kratší, jejich makromolekuly mají krátký setrvační pohyb. (Vomáčka, 2012)

4.8.2 Vnější podmínky

Mezi vnější podmínky tvorby MR obrazu zařazujeme hodnoty TE a TR, které můžeme upravit a tím měnit intenzitu signálu, např. prodloužením doby TR u T2 v. o. se zvýší signál tkání, které obsahují vodu. Dále pak velikost statického pole. Intenzita signálu roste s druhou mocninou velikosti B_0 , ale také současně roste lineárně velikost šumu. Je zejména důležitá homogenita – čím větší je, tím je kvalita obrazu vyšší. Homogenitu B_0 je možné zkontrolovat před zakoupením přístroje. Periodicky se kontroluje, protože je součástí pravidelných revizí přístroje. Mezi další vnější podmínky patří velikost matice a šířky vrstvy. Obraz MR se skládá z pixelů a voxelů stejně jako obraz CT. Platí, že čím je objem voxelů menší, tím získáme detailnější obraz, ale abnormálně vzroste šum, který nám snižuje kvalitu obrazu. Horší poměr

signál/šum. Tenká šířka vrstvy vede k lepšímu rozlišení, ale také k velkému šumu. Proto se v praxi nejvíce využívá šířka vrstvy 5-6 mm u běžných vyšetření. Ve vnějších podmínkách je také počet excitací. Čím je počet větší, tím kvalitnější obraz získáváme. Nevýhodou je však prodloužená doba vyšetření. Single-shot sekvence znamená pouze jednu excitaci, s měřením a rekonstrukcí trvá jen několik málo sekund. Nejčastěji se využívají při vyšetřování srdce a při MR myelografii. (Vomáčka, 2012)

Šum je tvořen z nahodilých elektrických mikroproudů z celého těla, mimo vyšetřovanou vrstvu, a proto jej zařazujeme do vnějších podmínek. Podíl na obrazovém šumu mají tepelné proudy v okolí. Také velikost B_0 ovlivňuje velikost šumu, čím větší je B_0 , tím je šum větší. V neposlední řadě velikost šumu ovlivňuje kvalita cívek, které mají přesně obepnout geometrii vyšetřovaného objektu a nepřesahovat ho. Cívka celotělová má větší šum než cívka povrchová, protože detekuje proudy z celého těla. (Vomáčka, 2012)

- Voxel – Elementární objemový element obrazu tvořený součinem velikosti pixelu a tloušťkou vrstvy. Obrazy většinou prohlížíme ve 2D zobrazení, a proto ostrost vnímáme jako velikost pixelu. signál měřený a používaný k tvorbě MR obrazů. Je tvořen počtem vodíkových jader (spinů), která se v každém voxelu nacházejí. Čím je voxel menší, tím méně je v něm spinů a tím menší signál bude. Proto, že šum je stejný, ukazatel poměru signál/šum závisí přímo úměrně na velikosti voxelu. Dnes téměř každý MR přístroj tuto závislost spolehlivě ukazuje a příslušně se mění. (Mechl, 2014)
- Pixel – Je to plošný elementární prvek – bod obrazové matice a je ovlivněn dvěma parametry. Jedním z nich je velikost zobrazovaného pole Field of View (FOV) a druhým parametrem je rozměr akviziční matice. Jak je velikost pixelu udávána záleží na výrobci. Pixel má dvě strany a jeho plocha je dána součinem rozměru stran $a \times b$. Rozměr strany pixelu v daném směru se určuje jejich podílem – poměrem velikosti FOV a rozměru matice v tomto směru. Pokud se změní FOV a rozměr matice zůstane stejný, pak se poměr signál/šum mění kvadraticky. (Mechl, 2014)

4.9 Náběr dat, k-prostor

Data, která vznikají při měření, tvoří matici, ale díky prostorovému kódování signálu netvoří přímo naměřená data geometrický obraz. Získání MR obrazu z naměřených dat z matice se provádí matematickou operací, tzv. Fourierovou transformací (FT). Na rozdíl od obrazové matice se matice naměřených dat nazývá k-prostor. Magnetická rezonance neměří přímo obraz,

ale skenuje daný k-prostor. Proto nás zajímá, jakým způsobem byl k-prostor naměřen, protože podle toho bude nakonec vypadat náš výsledný MR obraz. K-prostor je 2 - dimenzionální (rovina) při běžnějším 2D měření, nebo 3 - dimenzionální (kvádr) při 3D měření, a podle toho se provádí 2D či 3D FT. U náběru dat k-prostoru je důležité v jakém pořadí a jakým způsobem jsou tato data naměřena. K-prostor je symetrický kolem svého středu (toho lze využít tak, že daná část k-prostoru se reálně neměří, ale pouze dopočítá). Zásadní informace o kontrastu MR obrazu a také poměru signál/šum je rozložena kolem středu k-prostoru (nízké frekvence). Ztrátou dat v této oblasti dosáhneme téměř úplné ztráty obrazu. Rozlišení obrazu (detaily, hranice struktur atd.) je kódováno na okrajích k-prostoru (vysoké frekvence). Ztráta vysokých frekvencí způsobuje ztrátu prostorového rozlišení (rozmazání obrazu). Při příliš řídkém skenování k-prostoru může vzniknout artefakt překlopení struktur vně FOV do obrazu. Hustota bodů k-prostoru tedy určuje podíl možných artefaktů v obrazu. (Mechl, 2014)

Při nejčastějším způsobu náběru dat je k-prostor skenován řádek po řádku, kdy se jeden (SE, GRE) nebo více (TSE) těchto paralelních řádků naměří za jeden repetiční čas TR. Tento způsob nazýváme jako karteziánský, sekvenční nebo lineární typ náběru dat. Při měření více řádků u TSE je též důležité pořadí, v jakém jsou dané řádky měřeny (kdy jsou měřeny nízké frekvence – středové řádky, a kdy vysoké frekvence – okrajové řádky). Kontrast obrazu tvoří nízké frekvence, čas, kdy jsou měřeny středové řádky, tvoří efektivní TE. Pokud chceme TE krátké, potom jsou středové řádky měřeny ihned na začátku ETL, avšak při delších TE je toto pořadí většinou od jednoho kraje k-prostoru přes střed ke druhému okraji. Při změně TE bude skener měnit časové pořadí náběru řádků tak, aby centrální řádky byly měřeny v čase TE. Náběr dat, kdy jsou středové řádky měřeny jako první, se nazývá centrický a u 3D sekvencí eliptický centrický. Data k-prostoru mohou být skenována i po jiné trajektorii než karteziánská. Mezi další oblíbené trajektorie je např. spirála se začátkem ve středu k-prostoru nebo radiálně orientované řádky, které se protínají ve středu – radiální typ. Tyto typy náběru jsou méně citlivé na pohybové artefakty. Výhodou je také vysoká koncentrace naměřených bodů kolem středu k - prostoru (zvyšuje S/Š). Nevýhodou je nízká hustota bodů na periferii k - prostoru, což někdy vede k velkým artefaktům. Naopak u radiálních skenů nehrozí typické překlopení u FOV menšího, než je vyšetřovaný objekt. Spirální a radiální náběr dat se využívá nejčastěji při skenování pohyblivých orgánů jako například srdce nebo ultrarychlém zobrazování. Existuje také hybridní náběr dat, kdy soustava více několika paralelních řádků se postupně otáčí během měření kolem středu k-prostoru. Tato vrtule sdružuje výhody obou základních typů: homogennější hustotu naměřených bodů proti čisté radiále a menší citlivost

vůči pohybovým artefaktům oproti karteziánské trajektorii. Tento typ náběru, který umožňuje základní sekvence TSE, je výhodnější v případě méně spolupracujících pacientů a v oblastech s potenciálně vyšším výskytem pohybových artefaktů (břicho, pánev atd.). (Mechl, 2014)

4.10 Artefakty MR obrazu

Artefakty jsou falešné změny intenzity signálu, polohy a tvaru zobrazovaného objektu, které jsou nepodmíněné patologickým procesem, ale vznikly až v průběhu vyšetření. Zdroje artefaktů jsou nedostatky MR přístroje, ale také biologické procesy v pacientovi. Mezi pohybové artefakty patří dýchání, srdeční činnost, peristaltické pohyby střev, tok krve a pulzace velkých tepen. Pohyb bránice a hrudníku při dýchání se nejsnadněji odstraňuje rychlými sekvencemi při zadržení dechu. Pohyby srdce a měření se synchronizují pomocí EKG nebo kontinuálně (gating). Pulzativní artefakty odstraňujeme regionální presaturací, kdy se pomocí speciálních technik utlumí magnetizace tak, že signál proudící krve je zanedbatelný. Artefakty chemického posunu jsou způsobené změnou frekvence v okolí vyšetřované roviny. Projevuje se snížením nebo zvýšením intenzity signálu na rozhraní tkání s velkým obsahem vody a tuku. Tento jev nejčastěji vidíme na rozhraní mozkové tkáně a likvoru nebo tuku a svalů. (Vomáčka, 2012)

Vliv nehomogenit magnetického pole může také způsobit zkreslení signálu i geometrii obrazu. Hlavně záleží na kvalitě magnetu a korekčního systému. Lokální změny mohou mít příčinu u přítomnosti kovových implantátů, endoprotéz, střepin, ale také dokonce kovový pigment v make-upu. (Vomáčka, 2012)

4.11 Konstrukce MR přístroje

Mezi části MR přístroje patří 8 základních částí: homogenní stacionární magnet B₀ s napájecíma chladicím zařízením, gradientní cívky a jejich elektrické zdroje, vysokofrekvenční vysílač a cívka na výrobu excitačního magnetického pole B₁, vysokofrekvenční přijímač a jiné druhy přijímacích cívek, PC systém pro zpracovávání signálu, rekonstrukci a archivaci obrazu, vysokofrekvenční magnetické stínění, vyšetřovací stůl a dopňky (monitorace EKG, dýchání atd.). (Vomáčka, 2012)

Přístroje se rozdělují podle síly B₀: do 0,2T – velmi nízké (ultra low field), do 0,3T nízké (low field), 0,5 – 1,0T střední (mid field) a 1,5 - 4,0T vyšší (high field). Nejpoužívanějším typem je nyní MR o síle 1,5T, který umožňuje veškeré druhy vyšetření. Největším nedostatkem MR přístrojů s nízkým magnetickým polem je snížená kvalita obrazu, protože má horší poměr

signál/šum, a navíc je doba jeho jednotlivých sekvencí dlouhá. Výhodou je jednodušší instalace, provoz, a hlavně pořizovací náklady. (Vomáčka, 2012)

4.11.1 Rozdělení magnetů

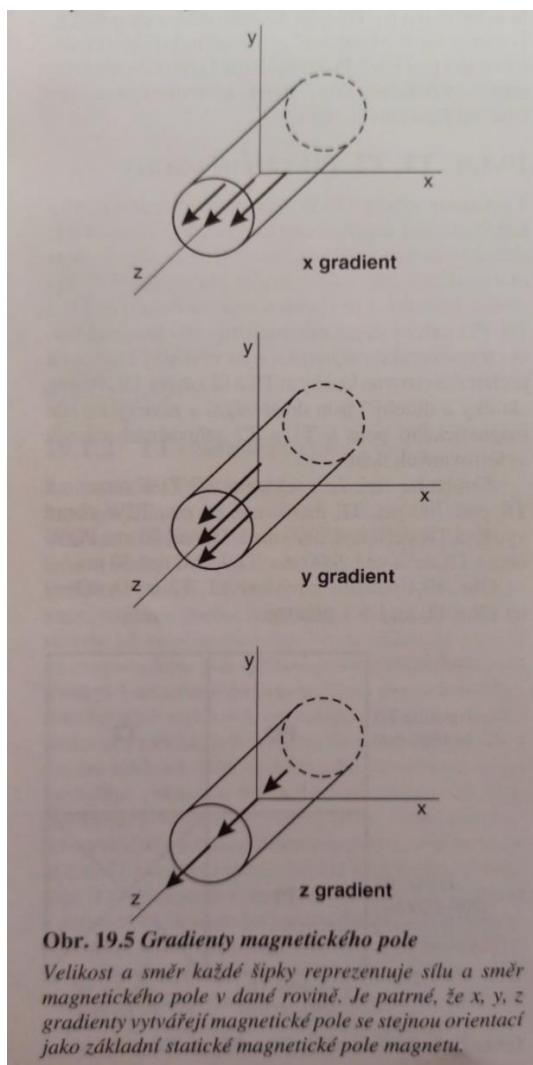
Magnety můžeme rozdělit na rezistivní, neboli odporové. Jsou to klasické elektromagnety a jeho magnetické pole se vytváří elektrickým proudem s vysokou intenzitou, chladí se vodou. Dalším druhem jsou magnety permanentní, které jsou z feromagnetických slitin (Fe, Co, Ni), jsou těžké – váží několik tun a chladí se provádí vzduchem. Používá se u „low field“ přístrojů. Posledním druhem jsou supravodivé magnety, které jsou založeny na principu supravodivosti. Při nízkých teplotách -270°C je ve vodiči minimální elektrický odpor. Magnet je ponořen do tekutého helia, které stále cirkuluje a po odpaření se znovu zkapalňuje. Čerpadla permanentně pracují, helium je drahé a doplňují se asi 1x za rok. Těmito typy magnetů jsou vybaveny téměř všechny nové přístroje. (Vomáčka, 2012)

4.11.2 Gradientní systém

Gradientní magnetický systém se skládá ze tří gradientních cívek a jejich proudových zdrojů, které jsou umístěny v prostoru stacionárního magnetu tak, že nejsou vidět, jsou ale zdrojem hluku, který slyšíme během každého vyšetření. Tento systém slouží k výběru vrstvy a tloušťky vyšetření a pomáhá při tvorbě rychlých sekvencí. (Vomáčka, 2012)

Gradientní cívky umožňují změnu magnetického pole v předem určených, na sebe kolmých směrech. Gradient magnetického pole je proměnné, které narůstá na síle v určitém směru. Setkáváme se s gradienty ve směrech podél os x , y , z . Tyto gradienty jsou krátkodobě aktivovány jako pulsy v přesně určených okamžicích. (Seidl, 2007)

Výběr roviny řezu je kombinací gradientu magnetického pole a speciálně tvarovaného radiofrekvenčního pulsu, aby došlo k selekci MR signálu pouze z oblasti daného řezu. Gradient způsobí takové rozložení Larmorových frekvencí, že frekvence RF pulzu odpovídá jenom danému řezu. Orientace řezu pak závisí na tom, který ze tří gradientů magnetického pole je v daném okamžiku zapnut. Řezy jsou lokalizovány v místě, kde odpovídá Larmorova frekvence RF pulzu. Výběr řezu je proveden změnou frekvence RF pulzu a tloušťku řezu určuje síla gradientu. (Seidl, 2007)



Obrázek 5 - Gradienty magnetického pole (Seidl, 2007)

4.11.3 Cívky

U MR přístrojů rozlišujeme několik druhů cívek. Permanentně zabudované cívky jsou uvnitř gantry přístroje, a tak nejsou přímo vidět. Volumová cívka slouží jako vysílač B_0 a současně také přijímá signál. Slouží jako celotělová cívka, je daleko od povrchu těla a vytváří poměrně velký šum. Cívka vyrovnávací slouží k vyrovnávání nehomogenity magnetického pole. (Vomáčka, 2012)

Povrchové cívky mají různé tvary a přikládají se přímo na vyšetřovanou oblast těla pacienta. Slouží jako přijímací cívky a skládají se z drátěných závitů Cu nebo Ag. Indikuje se v nich napětí o velikosti mikrovoltů. Tyto signály se poté zesilují a převádějí analogo-digitálním převaděčem do počítače. Mimo dobré vodivosti je významná geometrie cívky. Závity musí být souměrné co nejblíže povrchu vyšetřované tkáně. (Vomáčka, 2012)

Většina povrchových cívek je pojmenovaná podle vyšetřované oblasti (Válek, 1996). Nejpoužívanějšími jsou hlavové, krční páteřní, hlava a krk současně, pro hrudní nebo bederní páteř, kolenní, ramenní a zápěstní. Univerzální flexibilní cívky se tvarují na zobrazení ramene, zápěstí, lokty či nohy. Speciální cívky pro vyšetření břicha nebo hrudníku se kolem vyšetřované oblastí obalí. Cívka prsní je určena pro vyšetřování obou prsou současně, endorektální pro vyšetřování rekta nebo prostaty. Phased array coils je skupina za sebou navázaných cívek, které umožňují zachycení delšího úseku, především páteře. Jednotlivá pracoviště obvykle nejsou vybavena všemi druhy cívek, vybavení se liší podle zaměření pracoviště a jsou poměrně drahé. Při jejich poškození dochází ke zhoršení výsledné kvality obrazu. Vyšetřovaný objekt ukládáme do centra prostoru dané cívky a co nejbližší povrchu těla. (Vomáčka, 2012)

4.11.4 Ovládací konzole

Ovládání je podobné jako u CT přístroje a je spojené s řídicím počítačem. Základní algoritmus pro radiologického asistenta se skládá ze zadávání základních dat vyšetřovaného (jméno, datum, vyšetření atd.), z přípravy vyšetření (lokalizér, pilot skeny, volba sekvencí, případně úpravy TR a TE, volby cívek, matrix atd.), z postprocessingu, archivace a odesílání obrazů do PACS sítě. (Vomáčka, 2012)

4.11.5 Stínění MR přístroje

Elektromagnetické signály v MR diagnostice leží v závislosti na intenzitě magnetického pole frekvenčně v pásmu krátkých až velmi krátkých vln. Aby tyto signály nebyly rušeny rozhlasovým vysíláním, nebo elektronickými přístroji v okolí MR pracoviště, je třeba, aby byla místnost s touto vyšetřovací jednotkou od těchto zevních vlivů odstíněna. V praxi je vysokofrekvenční stínění nejčastěji realizováno izolací všech stěn vyšetřovací místnosti, včetně dveří a oken, pláty nebo pletivem z nemagnetické oceli nebo mědi. K odstínění magnetického pole MR magnetu jsou využívány dva základní postupy. Pasivní stínění, kdy se používají silné pláty z měkké oceli a jsou umístěny kolem supravodivých cívek MR magnetu. Aktivní stínění využívá supravodivé cívky umístěné zevně hlavního vinutí MR magnetu, které redukují intenzitu magnetického pole v okolí MR zařízení. Stínění má za úkol omezit nejen možný vliv MR magnetu na okolí, ale také zamezit negativnímu vlivu v okolí. Magnetické pole ničí kreditní karty, magnetické pásky, hodinky, mobilní telefony apod. Proto musí všechna příslušenství být vyrobena z nemagnetických kovů a neferomagnetických prvků. (Vomáčka, 2012; Válek, 1996)

4.12 Biologické účinky a kontraindikace k MRI

Elektromagnetické pole působí na lidský organismus jako statické, gradientní a vysokofrekvenční pole. Mezi možné vedlejší nepříznivé účinky patří zvýšená teplota místa, změna vedení nervových vzruchů, kinetiky buněčných enzymů a mutace genů. Zvýšená dráždivost nervů je limitujícím faktorem zkracování doby MRI. Opakované rychlé excitace v krátkém čase by mohly vyvolat srdeční arytmie či svalové křeče. Běžně používané přístroje prokazatelně nevyvolávají biologické změny a při rutinním vyšetření jsou biologické účinky hypotetické. (Vomáčka, 2012)

Při běžném vyšetřování je hluk v okolí gantry v rozmezí 65 – 95 dB, který způsobuje pohyb gradientních cívek. Pacient se může chránit tlumícími sluchátky mimo vyšetření lebky a krku, kdy lze využít textilní vycpávky zvukovodů. (Vomáčka, 2012)

Kontraindikace k MR vyšetření jsou relativní nebo absolutní. Mezi absolutní kontraindikace patří, pokud má pacient implantované elektrické nebo elektromagnetické zařízení, jako je kardiostimulátor, kochleární implantát atd. V případě kovových implantátů závisí na složení a magnetických vlastnostech slitiny. Velká pozornost by měla věnována cévním svorkám například na intrakraniálních aneuryzmatech, srdečním chlopním, stentům, intravaskulárním spirálám, inzulinovým pupám apod. Mezi relativní kontraindikace řadíme stenty, žilní filtry, svorky do 6 týdnů po implantaci, kovová cizí tělesa, klaustrofobie (lze provést v analgosedaci či celkové anestezii) V případě těhotenství nebyly prokázány žádné vývojové změny na lidském embryu, avšak MR se v prenatalně v prvních třech měsících provádí pouze výjimečně v ohrožení života matky. V dalším průběhu těhotenství striktní omezení neexistuje. Podávání KL během těhotenství a laktace se zásadně nedoporučuje, protože se kumuluje v plodové vodě a vylučuje mateřským mlékem. (Seidl, 2007; Vomáčka, 2012)

5 KONTRASTNÍ LÁTKY PRO MRI

5.1 Všeobecné vlastnosti a rozdělení

Kontrastní látky u magnetické rezonance, oproti ostatním radiodiagnostickým metodám, nejsou zobrazovány, ale mění vlastnosti tkání, do kterých proniknou a většinou zde způsobí také zkrácení T1 relaxačního času. (Seidl, 2007)

MR kontrastní látky lze rozdělit podle několika kritérií. Jedním z nejčastějších kritérií jsou magnetické vlastnosti, které dělíme na paramagnetické a supramagnetické. Magnetismus látek je dán počtem nepárových elektronů. Tomu ideálně odpovídá např. gadolinium, které má nepárových elektronů sedm. Do této skupiny patří také mangan a trojmocné železo. Tyto látky zkracují T1 relaxaci, Mezi supramagnetické látky patří oxidy železa, které zkracují T2 relaxační čas. Dále můžeme látky rozdělit na tkáňové nespecifické – extracelulární a tkáňové specifické. Do skupiny první patří nejvíce užívané látky, které jsou paramagnetické. Do druhé menší skupiny se řadí látky hepatospecifické a látky s afinitou k retikuloendoteliálnímu systému. Podle způsobu aplikace můžeme látky rozdělit na nejpočetnější aplikované nitrožilně, nitrokloubní a perorálně. Další specifickou skupinu tvoří intravaskulární látky, které jsou využívány pro zobrazování cévního řečiště. (Mechl, 2014)

5.2 Chemické vlastnosti

Na MR se částečně zobrazuje i samotná látka, ale jde především o ovlivnění okolních tkání, změnu jejich magnetických vlastností, a tím také následnou změnu MR obrazu. Koncentrace takové látky nemá takový význam jako koncentrace jodových kontrastních látek, v některých případech je tomu naopak. Při zvyšující koncentraci paramagnetické kontrastní látky dojde ke zcela opačnému jevu, v T1 obrazech dojde ke snížení signálu, což je dobré například v dutých systémech ledvin, kde se látka většinou koncentruje. Vylučování je stejné jako u jodových kontrastních látek, stejně tak poločas jejich vyloučení z organismu. Extracelulární paramagnetické kontrastní látky se z 95 % vylučují ledvinami, poločas vyloučení z organismu je asi 1,5 – 2 hodiny, kompletní vyloučení pak 24 hodin. Společným znakem je také to, že látky nepřestupují neporušenou hematoencefalitickou bariéru. Osmolarita se pohybuje v rozmezí 500–2000 mosm/l, což je nižší než u neionických jodových látek. Odlišností od jodových kontrastních látek je relaxivita, protože ovlivňují magnetické chování. (Mechl, 2014)

5.3 Aplikace látek-dávkování

Běžná doporučená dávka paramagnetických kontrastních látek činí 0,1 mmol/kg nebo 0,2 ml/kg hmotnosti pacienta, což tedy znamená, že u pacienta s hmotností 80 kg množství 16 ml 0,5 molární kontrastní látky nebo poloviční množství jednomolární látky. Výjimkou, kdy se využívá větší dávka kontrastní látky, je 3D MR angiografie a detekce ložiskových lézí postihující CNS. Vyšší dávky mohou vést k lepší charakterizaci gliomů, k citlivější detekci recidivy tumorů a ložisek demyelinizace u roztroušené sklerózy a k lepšímu výběru místa vhodné pro biopsii. Dávka 0,3 mmol/kg se využívá také při vyšetření mozkové perfuze T2* váženými sekvencemi. (Seidl, 2007; Mechl, 2014)

5.4 Vedlejší účinky a bezpečnost

Kontrastní látky pro MR zobrazování mají menší množství vedlejších účinků ve srovnání s jodovými kontrastními látkami. Alergie na tyto látky jsou vzácné, ale vyskytují se. Tato reakce je dvakrát až třikrát častější u pacientů s alergiemi či astmatem. Mezi nejčastější nežádoucí účinky patří nauzea, zvracení, pocit tepla, bolesti hlavy, parestezie, vyrážka, křeče atd. Kontraindikací použití extracelulárních nespecifických kontrastních látek je těhotenství, protože tyto látky mohou způsobit poškození plodu. Kontrastní látku proto lze aplikovat pouze v ohrožení života matky v minimálním množství. V případě kojení je nutné ho po dobu 24 hodin od aplikace přerušit. Pokud má matka porušené renální funkce, podání kontrastní látky je kontraindikované. (Mechl, 2014; Seidl, 2007)

Evropská léková agentura po přezkoumání doporučuje omezení používání kontrastních látek s obsahem gadolinia, protože po jejich použití se akumuluje v mozkové tkáni. V současnosti nejsou žádné důkazy, že by ukládání gadolinia v mozku pacienta působilo nějaké poškození, ale je doporučeno jejich omezení, aby se předešlo případným rizikům, která by s tím mohla být spojena. Na dále mohou být využívány intravenózní lineární látky, kyselina gadoxetová a kyselina gadobenová k zobrazování jater, protože jsou jimi vychytávány a jsou také důležité k diagnostice některých jaterních poškození. Protože dávka gadolinia pro vyšetření kloubů je velmi malá, může se nadále používat kyselina gadopentetová intraartikulárně. Všem ostatním intravenózním látkám (gadodiamid, kyselina gadopentetová, gadoversetamid) by měla být v EU pozastavena registrace. Další skupinou látek s obsahem gadolinia jsou látky makrocyclické (gadobutrol, kyselina gadoterová a gadoteridol), které jsou více stabilní a mají menší tendenci uvolňovat gadolinium z vazby než lineární látky a mohou být i nadále využívány v nejmenší možné dávce. (Oddělení farmakovigilance, 2017)

5.5 Extracelulární látky

Extracelulární látky jsou nejrozšířenější skupinou (viz tabulka č.1), která není zcela homogenní, a to díky rozdílné chemické struktuře, ale také díky vyšší molaritě u jedné z nich a vyšší relaxivitě a vazbě na krevní bílkoviny. (Mechl, 2014)

5.6 Orgánově specifické látky

Jsou menší skupinou látek. Některé z nich nejsou používány, naopak například většina MR vyšetření jater se dnes bez použití orgánově specifické látky neobejde. (Mechl, 2014)

Tabulka 1 - Kontrastní látky (Mechl, 2014; Oddělení Farmakovigilance, 2017)

Název	Typ chelátu	Koncentrace	Doporučená registrace	Využití
Magnevist	lineární	0,5 mmol/ml	i.v. pozastav. intra-artik. ponech.	nespecifická extracelulární
Omniscan	lineární	0,5 mmol/ml	i.v. pozastavena	nespecifická extracelulární
Optimark	lineární	0,5 mmol/ml	i.v. pozastavena	nespecifická extracelulární
ProHance	cyklický	0,5 mmol/ml	i.v. ponechána	nespecifická extracelulární
Dotarem	cyklický	0,5 mmol/ml	i.v. ponechána	nespecifická extracelulární
Gadovist	cyklický	1,0 mmol/ml	i.v. ponechána	nespecifická extracelulární
MultiHance	lineární	0,5 mmol/ml	i.v. ponechána pouze u jater	nesp. extracel. část. hepatospecif.
Primovist	lineární	0,25 mmol/ml	i.v. ponechána pouze u jater	hepatospecifická
Vasovist/Albavar	lineární	0,25 mmol/ml	-	intravaskulární

6 VÝHODY A NEVÝHODY 3T MRI

Systémy magnetické rezonance o výkonu 3 Tesla, používané především v každodenní klinické praxi, nahrazují systémy 1,5 Tesla, které tvoří většinu provozovaných magnetických rezonancí na úrovni klinické praxe. Potřebnou změnou je lepší zobrazování, rychlejší vyšetření, nové možnosti a perspektivy. (Thomas, 2019)

6.1 Výhody

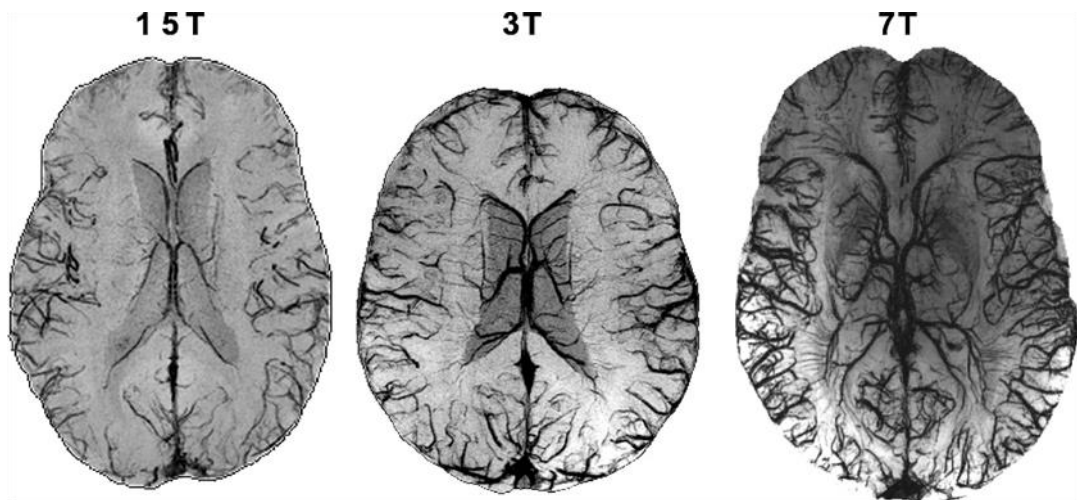
Jednou z nejsilnějších výhod systémů zobrazování pomocí magnetické rezonance s vysokým polem je poměr signálu a šumu. Při 3T je S/Š dvakrát vyšší než 1,5T. Vysoký poměr znamená více signálu a tedy lepší zobrazení, zobrazení v kratším čase nebo snímky s lepší kvalitou, jako je tenčí tloušťka řezu, větší prostorové rozlišení a kvalita obrazu. Kratší doba znamená větší pohodlí pro pacienta, aby bezproblémově spolupracoval. Tato výhoda navíc vytváří nezbytné podmínky pro rozvoj řady jinak specializovaných aplikací, jako je *in vivo* spektroskopie, která ve vysokofrekvenčních systémech představuje zvýšenou spektrální analýzu a rozlišení jednotlivých píků metabolitů zaznamenaných v měřeném spektru. Další takové aplikace jsou techniky funkční magnetické rezonance, difuzně váženého zobrazování a zobrazování pomocí tenzorů difuze, jakož i angiografie pomocí magnetické rezonance. Zejména u f MRI s technikami BOLD (Blood Oxygen Level Dependent) byl u 3T systémů zaznamenán až 40% nárůst detekované aktivity mozku oproti 1,5 T. Pokud jde o angiografii magnetickou rezonancí a perfuzní techniky obecně, mají systémy s vysokým polem zjevné výhody vzhledem k lepšímu poměru kontrastu k šumu. Prodloužení času T1, které je charakteristické pro systémy 3T, navíc vytváří tzv. podmínky pro lepší vizualizaci cév, protože máme k dispozici lepší potlačení tkáňového signálu a prodlouženou dobu pro vyplnění cév, což vede k tomu, že se mohou zobrazit i menší cévy. Silnější posun mezi tukem a vodou je silnou výhodou systémů s vysokým polem při zobrazování jater i systému pohybového aparátu. (Thomas, 2019)

6.2 Nevýhody

Mezi nevýhody 3T MRI uvedeme nejprve snímky T1 s nízkým kontrastem. V těchto systémech nelze vytvářet ideální T1w SE sekvence vzhledem k prodloužení T1 relaxačního času v důsledku intenzity statického magnetického pole. Také je mnohonásobně vyšší akustický zvuk, významně se zvyšuje SAR. Celkově výraznější jsou artefakty. Vzrůstají nároky na výpočetní výkon přístroje. Kromě toho se u 3T MRI častěji vyskytují heterogenity pole, stejně jako artefakty susceptibility (ty se ale při cíleném SWI zobrazení stávají výhodou),

zejména v oblastech na hranici tkání s různou hustotou (např. vzduch a tuk atd.). Při zobrazování srdce magnetickou rezonancí bývají časté artefakty na kinematických sekvencích a to v důsledku heterogenity B1. (Thomas, 2019)

Existuje spousta materiálů, které jsou bezpečné pro 1,5T systémy, ale ne pro systémy 3T. Vybavení určené pro systémy 3T jsou dražší a mají velmi omezenou dostupnost, ve srovnání s vybavením systémů 1,5 T. (Thomas, 2019)



Obrázek 6 – Porovnání SWI na 1,5T, 3T a 7T (Ladd, 2018)

PRAKTICKÁ ČÁST

V praktické části se věnuji měření a vzájemnému porovnání poměru ložisek RS a bílé hmoty na dvou MRI přístrojích a popisu průběhu vyšetření magnetickou rezonancí.

7 METODIKA PRAKTICKÉ ČÁSTI

7.1 Cíle a výzkumné otázky

- Cílem praktické části je seznámení s protokoly k vyšetření u pacientů, kteří trpí onemocněním roztroušené sklerózy na 1,5T a 3T přístroji.
- Změření intenzity signálů ložisek RS a bílé hmoty a porovnání výsledků mezi těmito dvěma přístroji, na 3T přístroji také porovnání 2D a 3D sekvencí.
- Zhodnotit, zda je pro vyšetřování pacientů výhodnější 3T nebo 1,5 MRI

Výzkumné otázky:

- 1) Bude na 3T vyšší kontrast mezi ložisky RS a bílou hmotou?
- 2) Budou drobná ložiska lépe patrna na 3T?

7.2 Metodika výzkumu

Hlavní metodikou sběru dat pro praktickou část mé bakalářské práce bylo retrospektivní hodnocení MR skenů mozku v programu WebVision or formy OR-CZ. Pro výzkum byl zvolen počet 30 respondentů - pacientů s onemocněním roztroušené sklerózy. Výzkum probíhal v jednom ze zdravotnických zařízení v České republice na oddělení radiodiagnostiky na přístrojích MRI v dubnu 2022.

Pacienti byli vybráni retrospektivně a náhodně s podmínkou, aby byli vyšetřováni na obou MRI přístrojích - 1,5T Toshiba Vantage ZGV, instalovaný v roce 2009 a 3T Canon Galan XGO, instalovaný v roce 2019. U každého pacienta bylo pro změření zvoleno dobře patrné v čase stacionární ložisko bílé hmoty mozkové ve všech skenech o minimální velikosti 5 mm a okolní bílá hmota. Měření probíhalo na axiálních a sagitálních 2D FLAIR skenech a u 3T přístroje také sagitální 3D FLAIR skenech.

Další částí bakalářské práce bylo hodnocení drobných ložisek (menších než 3 mm) na MRI přístrojích. Jde o subjektivní vnímání tří lékařů radiologů. Dva lékaři mají praxi s MRI přístroji více než 5 let a 1 lékař s popisy a prací na MRI začíná. Bylo retrospektivně vybráno 10 pacientů

s roztroušenou sklerózou, kteří podstoupili vyšetření na obou přístrojích (3T a 1,5T MRI.) Úkolem radiologů bylo subjektivní zhodnocení, zda jsou ložiska menší než 3 mm lépe patrná na 3D skenu z 3T přístroje nežli na 2D skenu z 1,5T přístroje.

Všechna naměřená data mi byla poskytnuta pověřeným pracovníkem, zapsána do Microsoft Office Excel a následně zpracována v programu Microsoft Office Word.

7.3 Průběh vyšetření MR mozku a krční páteře

Před samotným vyšetřením je na základě poučení s každým pacientem sepsán důkladný dotazník (viz příloha A) ohledně možných kontraindikací. Ke každému takovému vyšetření předchází doporučení od ošetřujícího lékaře. Pacient nám tvrzení musí ztvrdit svým podpisem a na základě vyplněných údajů lékař rozhodne, zda pacient může podstoupit vyšetření magnetickou rezonancí.

Před vyšetřením není potřeba žádná speciální příprava a pacient může normálně jíst i pít.

Radiologický asistent uloží pacienta na vyšetřovací stůl. Pacient leží na zádech, ruce má podél těla. Vyšetřované oblasti jsou pokryty snímací cívkou. Pacient je poučen o nutnost nehýbat se, při vyšetřování krční páteře co nejméně polykat. Ve vyšetřovací místnosti se ozývá z přístroje hluk, proto pacienta uklidníme, že se nemusí ničeho bát, že je to normální. Pacientovi dáme do ruky balónek, díky kterému nás v případě obtíží přivolá a my přerušíme vyšetření. Na základě zvolených sekvencí, počtu a šíře řezů a dalších potřebných parametrů se odvíjí délka vyšetření, která se pohybuje v rozmezí 10 – 20 minut na jednu vyšetřovanou oblast. Pro vyšetření mozku a krční páteře je tedy nutno počítat s 30 – 40 minutami.

Pokud je nutné zjistit, zda jsou nalezená ložiska aktivní plakou RS, podává se kontrastní látka nitrožilně. V tomto případě je pacientovi zavedena intravenózní kanyla 20-22G a po zhotovení základních skenů aplikována kontrastní látka v množství dle tělesné hmotnosti pacienta. Vzhledem k tomu, že kontrastní látka neproniká hematoencefalickou bariérou, je nutné před zahájením počkat 3-4 minuty, aby kontrastní látka mohla proniknout a být detekována i místech, kde je hematoencefalická bariéra poškozena i v jen malé míře.

Ve výsledných MR obrazech, lze u pacientů s roztroušenou sklerózou vidět ložiska v bílé hmotě mozkové, jejichž signál má vysokou intenzitu, především kolem mozkových komor a jejich velikost se pohybuje od 1 mm až do několika centimetrů.

7.4 Nastavení vyšetřovacího protokolu

Protokol pro vyšetření mozku na roztroušenou sklerózu na MRI je:

AX T2w, AX + SAG FLAIR, SAG T1w, DWI. FLAIR skeny s níže uvedenými parametry.

FLAIR pro 1,5T:

AX FLAIR: TR 8000 ms, TE 105 ms, TI 2200 ms, FoV 204 x 240 mm, matice 256 x 320, šíře řezu 4 mm čas skenu 2 m 48 s.

SAG FLAIR: TR 8000 ms, TE 105 ms, TI 2200 ms, FoV 260 x 260 mm, matice 288 x 288, šíře řezu 3 mm, čas skenu 3 m 20 s.

3D FLAIR použitý na 1,5T přístroji neumožňuje zhotovit v čase akceptovaném pro rutinní vyšetřování.

2D FLAIR pro 3T:

AX FLAIR: TR 9000 ms, TE 90 ms, TI 2500 ms, FoV 230 x 230 mm, matice 224 x 304, šíře řezu 3 mm, čas skenu 3 m 18 s.

SAG FLAIR: TR 9000 ms, TE 90 ms, TI 2500 ms, FoV 230 x 230 mm, matice 224 x 288, šíře řezu 3 mm, čas 3 m 18 s.

SAG 3D FLAIR pro 3T:

TR 5500 ms, TE 352 ms, TI 1900 ms, FoV 250 x 250 mm, matice 256 x 256, šíře řezu 1,5 mm, čas skenu 6 m 36 s.

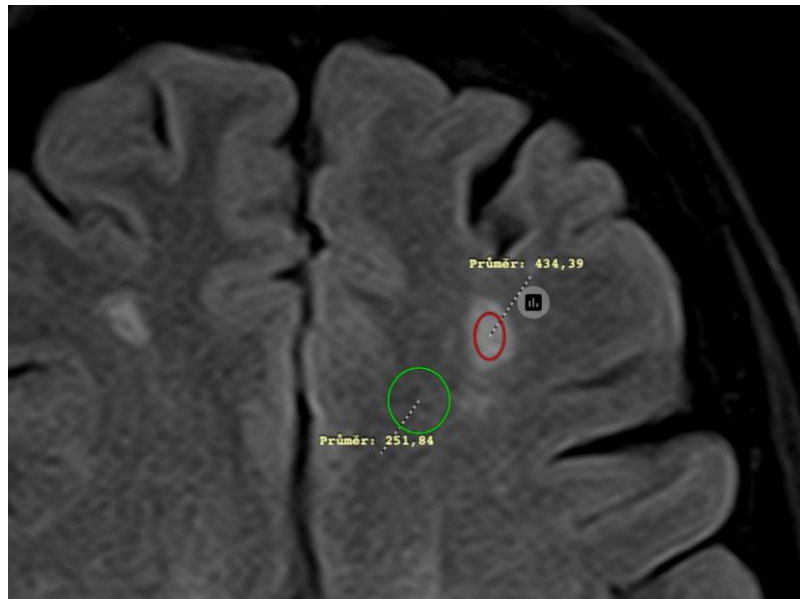
Pro vyšetření krční páteře jsou na obou přístrojích zhotoveny sagitální T2w, T1w a STIR skeny. V axiální rovině 3D T2w gradientní echo skeny.

7.5 Hodnocení MRI skenů mozku pomocí měření

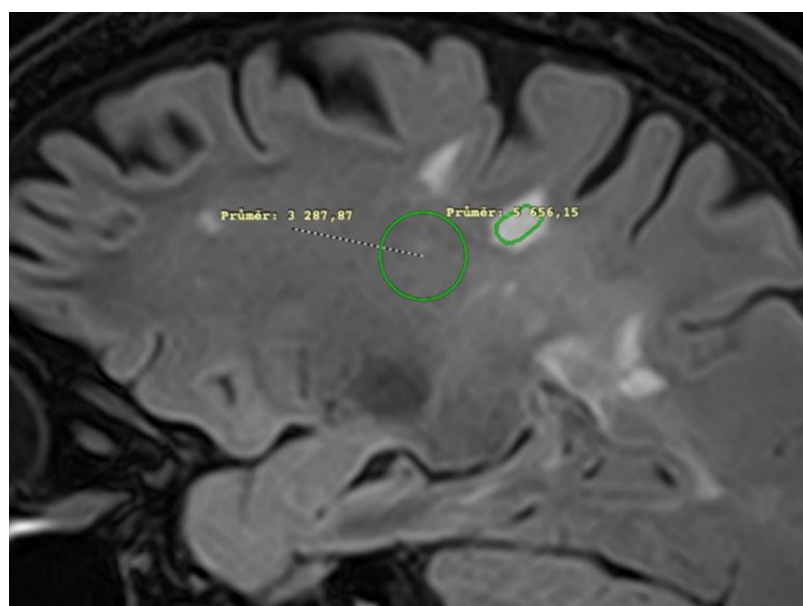
Výzkum se zabýval měřením intenzity signálu ložisek roztroušené sklerózy a bílé hmoty na FLAIR skenech na 1,5T a 3T přístrojích magnetické rezonance. Hlavním cílem bylo zjistit, na kterém přístroji budou ložiska lépe patrná.

Tabulka 2, která je uvedena dále, je rozdělena dle druhu přístroje na 3T a 1,5T MRI a na ložiska roztroušené sklerózy a okolní bílou hmotu. U 3T MRI navíc na 2D a 3D sekvence. Dle výše zmíněných údajů jsou naměřené parametry správně zapsány do tabulky, v níž každý řádek zaznamenává údaje o jednom stejném pacientovi vždy o jednom samém ložisku.

Vycházím z předpokladu, že v 3T magnetickém poli dochází k nárůstu intenzity snímaných signálů a že 3T MRI má dvakrát lepší poměr S/Š než 1,5T. To nám umožňuje lepší zobrazení v kratším čase, lepší kvalitu a také tenčí tloušťku řezu. Naopak je náchylnější ke vzniku artefaktů a vytváří větší hluk. Zobrazení ve 3D má důsledek především na dobu akvizice vzhledem k velkému množství potřebných dat k vyplnění 3D prostoru. Také je zaznamenáváno více signálu s menším šumem. Jsou umožněny jemné řezy a vícerovinné konstrukce, protože je zkoumán celý objem zájmu bez intervalů mezi oddíly.



Obrázek 7 - Příklad měření č.1 (Zdroj: autor)



Obrázek 8 - Příklad měření č.2 (Zdroj: autor)

Tabulka 2 - Výsledky měření intenzity signálu ložisek RS a bílé hmoty (zdroj: autor)

	3T				1,5T	
	2D		3D		Ložisko	Bílá hmota
	Ložisko	Bílá hmota	Ložisko	Bílá hmota		
Pacient 1	445	264	12600	6960	2933	1840
Pacient 2	434	273	9259	5797	3595	1821
Pacient 3	438	246	575	322	2526	1522
Pacient 4	7511	4300	7053	4252	2544	1415
Pacient 5	489	242	672	317	2069	1191
Pacient 6	463	261	13410	7950	4241	2410
Pacient 7	189	236	3993	2284	2584	1509
Pacient 8	6515	4099	4375	2405	3646	1975
Pacient 9	480	278	4519	2768	3399	2070
Pacient 10	495	249	6175	3760	2712	1396
Pacient 11	462	258	844	423	3603	1804
Pacient 12	478	247	869	384	3343	1786
Pacient 13	388	249	3865	2364	4039	2082
Pacient 14	441	244	5097	2843	2299	1181
Pacient 15	4912	3084	648	396	2775	1449
Pacient 16	447	266	5070	2986	2604	1235
Pacient 17	1934	1524	19446	11858	765	449
Pacient 18	473	267	5721	3057	3918	2155
Pacient 19	8225	4951	783	455	3826	1929
Pacient 20	7758	4617	5656	3287	3647	1960
Pacient 21	447	241	5496	3224	2937	1444
Pacient 22	354	241	11287	7313	3411	1818
Pacient 23	439	276	9124	5703	3062	1650
Pacient 24	430	302	13738	8314	2987	1968
Pacient 25	486	270	829	477	3126	1683
Pacient 26	458	277	886	496	4169	2174
Pacient 27	459	251	4472	2797	2245	996
Pacient 28	397	245	5092	3475	4012	2078
Pacient 29	418	295	5270	3801	2396	1477
Pacient 30	422	268	4837	2978	2935	1762

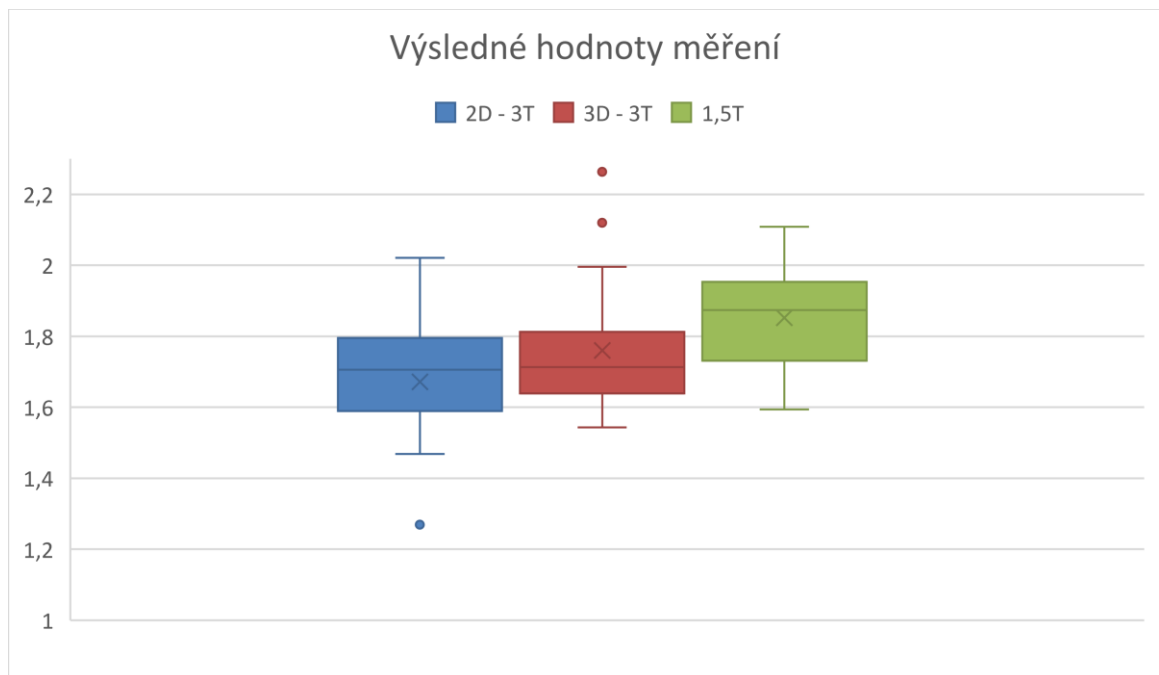
Abychom mohli porovnat výsledky a zjistit tak, který přístroj zobrazí ložiska nejlépe je potřeba vypočítat poměr intenzity ložiska k bílé hmotě. Pokud bude výsledek 1, znamená to, že má ložisko i bílá hmota stejnou intenzitu signálu, tedy jsou stejného odstínu šedi, splývají a nejsou vidět. Čím vyšší číslo nám vyjde, tím lépe by mělo být ložisko vidět.

Poměr mezi ložisky a bílou hmotou zjistíme tak, že ložisko podělíme bílou hmotou a vznikne nám daný poměr. (Např. pacient 1 pro 3T 2D – $445/264 = 1,68560606$). Každá tuto funkce je vytvořena pro každý přístroj a sekvenci a výsledky jsou zapsány do tabulky 3 pro každého pacienta.

Tabulka 3 - Výsledky poměru mezi ložisky a bílou hmotou (Zdroj: autor)

	3T - 2D	3T - 3D	1,5T
Pacient 1	1,68560606	1,81034483	1,59402174
Pacient 2	1,58974359	1,59720545	1,97419001
Pacient 3	1,7804878	1,78571429	1,65965834
Pacient 4	1,74674419	1,65874882	1,79787986
Pacient 5	2,02066116	2,11987382	1,73719563
Pacient 6	1,77394636	1,68679245	1,75975104
Pacient 7	0,80084745	1,74824869	1,71239231
Pacient 8	1,58941205	1,81912682	1,84607595
Pacient 9	1,72661871	1,63258671	1,64202899
Pacient 10	1,98795181	1,64228723	1,94269341
Pacient 11	1,79069767	1,99527187	1,99722838
Pacient 12	1,93522267	2,26302083	1,87178052
Pacient 13	1,55823293	1,63494078	1,93996158
Pacient 14	1,80737705	1,79282448	1,94665538
Pacient 15	1,59273671	1,63636364	1,91511387
Pacient 16	1,68045113	1,69792364	2,10850202
Pacient 17	1,26902887	1,63990555	1,70378619
Pacient 18	1,77153558	1,87144259	1,81809745
Pacient 19	1,66128055	1,72087912	1,98341109
Pacient 20	1,68031189	1,72071798	1,88963731
Pacient 21	1,85477178	1,70471464	2,03393352
Pacient 22	1,46887967	1,54341583	1,87623762
Pacient 23	1,59057971	1,59985972	1,85575758
Pacient 24	1,42384106	1,65239355	1,51778455
Pacient 25	1,80000000	1,73794549	1,8573975
Pacient 26	1,6534296	1,78629032	1,91766329
Pacient 27	1,82868526	1,59885592	2,25401606
Pacient 28	1,62040816	1,46532374	1,9307026
Pacient 29	1,41694915	1,38647724	1,62220718
Pacient 30	1,57462687	1,61935052	1,66572077

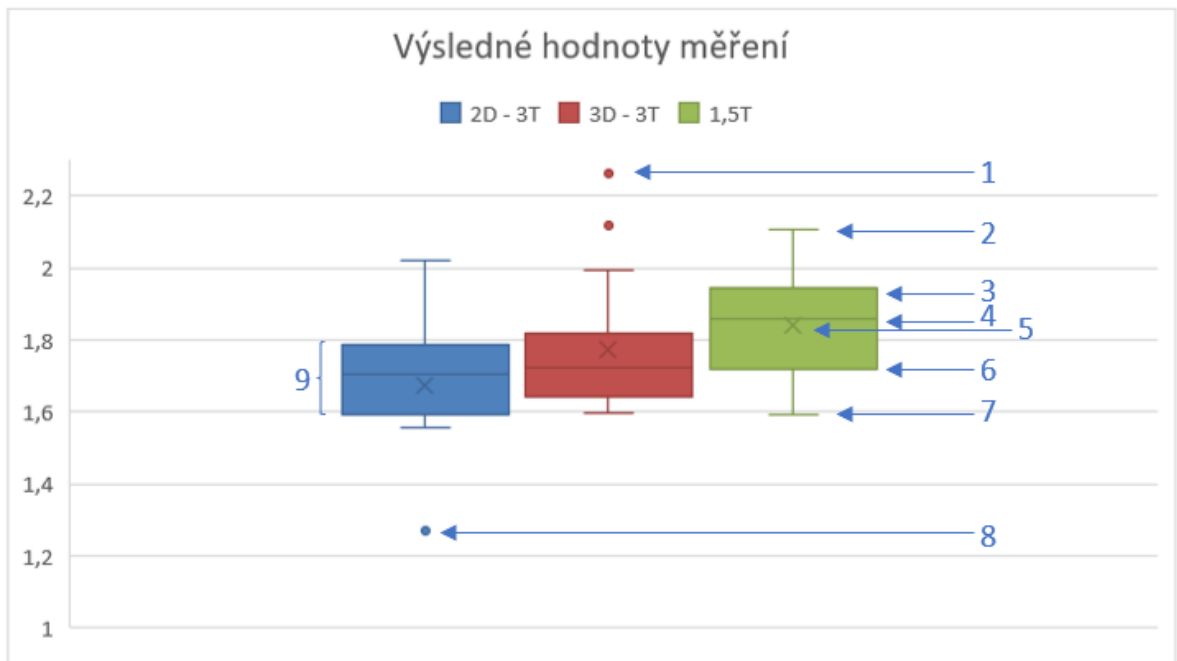
Pro lepší zhodnocení a detekci výsledků, jsou výsledné hodnoty znázorněny do krabicového grafu 1.



Graf 1 - Výsledné hodnoty měření (Zdroj: autor)

Pomocí měření v programu WebVision or formy OR-CZ byly změřeny síly intenzit signálů ložisek roztroušené sklerózy a bílé hmoty u 30 pacientů a následně vypočítán poměr mezi naměřenými hodnotami ložisek a bílou hmotou pro každý přístroj a sekvenci. Po zadání výsledných hodnot do krabicového grafu 1 nám vyšel výsledek a tím také hlavní cíl bakalářské práce, že ložiska u pacientů s roztroušenou sklerózou jsou nejlépe patrná na 1,5T MRI přístroji.

7.5.1 Popis grafu



Obrázek 9 - Popis grafu (Zdroj: autor)

K popisu grafu 1 nám slouží obrázek 7. Základem krabicového grafu je tzv. krabička (na obrázku 7 bod číslo 9). „Dno“ a „víko“ těchto krabic tvoří spodní (bod 6) a horní kvartil (bod 3). Mezi nimi se pohybuje hodnota mediánu (bod 4) - medián je hodnota uprostřed daného souboru a hodnota průměru (bod 5) – součet všech hodnot vydělený jejich počtem. Uvnitř krabice leží právě polovina bodů. Dno (bod 6) od minima (bod 7) odděluje 25 % nejnižších hodnot a víko (bod 3) od maxima (bod 2) 25 % nejvyšších hodnot. Mezi kvartily (bod 3 a 6) je tedy 50 % všech hodnot, těch nejtypičtějších. Odlehlé hodnoty (bod 1) zjistíme tak, že vypočítáme výšku tzv. vousů (přímka mezi bodem 2 a 3 nebo 6 a 7). Výpočet se provádí výškou krabice neboli mezikvartilovým rozpětím, které se vynásobí 1,5. O hodnotu, která nám vyjde se vousy prodlouží. Pokud je např. bod 1 stále v rozpětí protáhlého vousu, nazývá se tento bod odlehlá hodnota. Pokud je bod dál než tyto prodloužené „vousy“, bod se nazývá extrémně odlehlá hodnota nebo podezřelá hodnota (bod 8).

7.6 Hodnocení drobných ložisek

Zde vycházím z předpokladu, kdy u drobných ložisek bude pro jejich detekci hrát významnou úlohu efekt částečného objemu. Ten by měl být výraznější na 2D skenu z 1,5T přístroje vzhledem k použité tloušťce vrstvy 3 mm oproti 1,5 mm na 3D skenu z 3T přístroje.

Pro hodnocení drobných ložisek na MR přístrojích bylo zvoleno náhodných 10 pacientů s roztroušenou sklerózou, kteří podstoupili vyšetření na obou přístrojích (3T a 1,5T MRI). Jde o subjektivní hodnocení tří lékařů radiologů, jejichž úkolem bylo zhodnotit v programu WebVision or formy OR-CZ, zda jsou ložiska menší než 3 mm lépe patrná na 3D skenu z 3T přístroje nežli 2D skenu z 1,5T přístroje. Radiolog 1 a 2 mají praxi s MRI přístroji více než 5 let, radiolog 3 s popisy MRI skenů začíná.

Tabulka 4 - Subjektivní hodnocení drobných ložisek (Zdroj: autor)

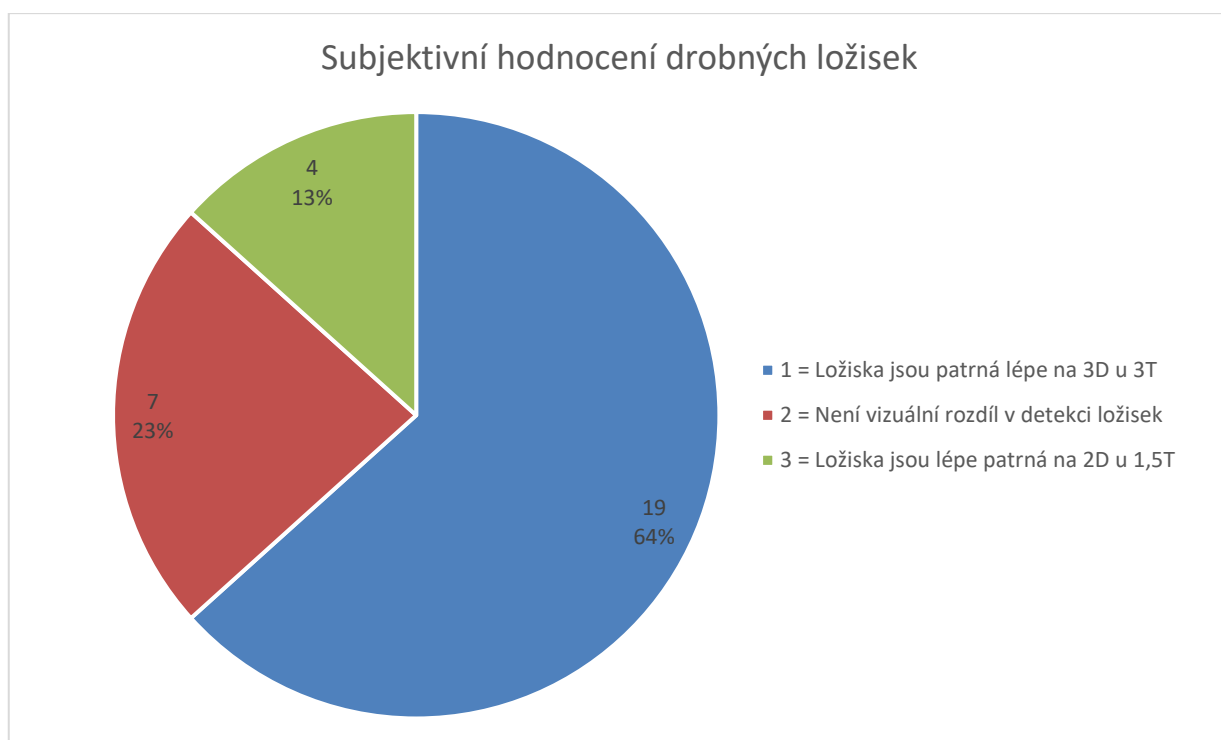
	Radiolog 1	Radiolog 2	Radiolog 3	poznámky
Pacient 1	3	3	3	na 3D pohybové artefakty
Pacient 2	1	1	1	
Pacient 3	1	2	1	
Pacient 4	2	1	1	
Pacient 5	1	1	1	
Pacient 6	2	1	1	
Pacient 7	2	1	1	
Pacient 8	3	2	2	na 3D velké množství šumu
Pacient 9	1	1	2	vyšší množství šumu na 3D (hodnotí dva radiologové)
Pacient 10	1	1	1	

Radiologové nezávisle na sobě hodnotili MR skeny pomocí stupnice 1-3, kde znamená: 1 = ložiska jsou patrná lépe na 3D u 3T; 2 = není vizuální rozdíl v detekci ložisek; 3 = ložiska jsou lépe patrná na 2D u 1,5T.

„Efekt částečného objemu vzniká ve volumetrických obrazech, když se ve voxelu vyskytuje více než jeden typ tkáně. V takových případech voxel závisí nejen na zobrazovací sekvenci a vlastnostech tkáně, ale také na poměru jednotlivých typů tkáně přítomných ve voxelu. Zavádí významné chyby v kvantitativních měřeních, jako jsou odhady objemů mozkových struktur.“

(Ballester, 2001)

Výsledky subjektivního hodnocení znázorníme pomocí grafu.



Graf 2 - Subjektivní hodnocení ložisek (Zdroj: autor)

Z tabulky 4 a grafu 2 je jasné, že pomocí subjektivního hodnocení MR skenů ložisek roztroušené sklerózy jsou na první pohled ložiska nejlépe patrná na 3D u 3T MRI přístroje. Devatenáctkrát byla zvolena možnost 1 (Ložiska jsou patrná lépe na 3D u 3T), což znamená 64 %, možnost 2 (Není vizuální rozdíl v detekci ložisek) byla zvolena sedmkrát, tedy 23 % a nejméně zastoupenou skupinou byla možnost 3 (Ložiska jsou lépe patrná na 2D u 1,5T).

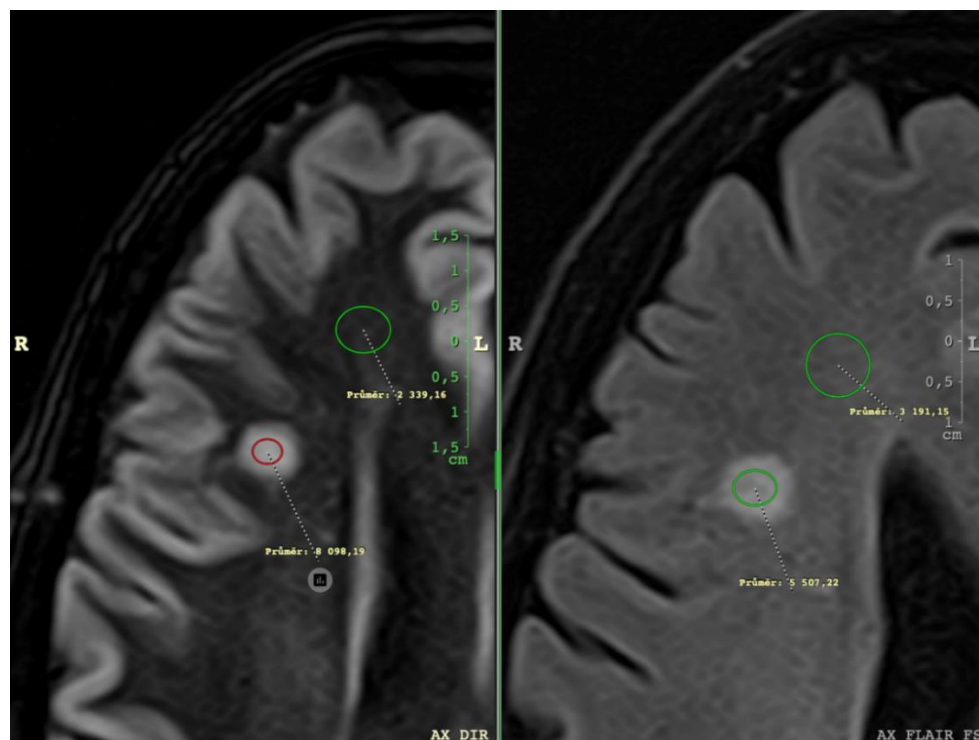
3D skeny vycházejí hůře v případě, kdy obsahují artefakty v obraze a mají horší kvalitu. Proto u pacienta 1 vyhrála možnost 3 (Ložiska jsou lépe patrná na 2D u 1,5T). U pacienta č. 9 je naopak patrné, že i přes vyšší množství šumu mohou být 3D skeny výhodnější. V tomto případě a nejspíše i v ostatních, kde jsou 3D skeny hodnoceny lépe, může být výsledek dán tenčí tloušťkou skenované vrstvy, a tedy i menším efektem částečného objemu.

8 DISKUZE

Dle mého pozorování vyšetření probíhá tak, jak je psané v odborné literatuře a odborných člancích.

V současné době nejsou k dispozici léky, které by uměly nahradit zničená nervová vlákna. K dispozici jsou pouze léky protizánětlivé. Ty fungují v době, kdy ještě nedošlo k výraznějšímu poškození neuronů (na začátku nemoci). Proto je důležitá včasná detekce onemocnění a jeho léčba. Cílem je ovlivnit chronický zánětlivý proces, snížit počet atak a oddálit invaliditu. Diagnostika roztroušené sklerózy nejčastěji využívá T2 vážené sekvence ve FLAIR zobrazení na 1,5T přístrojích. Na 3T MRI přístrojích jde zejména o 3D FLAIR zobrazení. Další zajímavou možností zobrazení je již zmíněný DIR. Tato sekvence pomocí dvou inverzních pulzů potlačuje signál mozkomíšního moku i bílé hmoty mozkové a tím vykazuje vyšší senzitivitu pro detekci lézí v bílé hmotě oproti T2 a FLAIR vzhledem k vyššímu kontrastu ložisek vůči okolí. (Keřkovský, 2017)

Při zobrazení DIR sekvence je z jednoho měření dán kontrast mezi ložiskem roztroušené sklerózy a bílou hmotou asi 3,5, což je oproti zkoumaným FLAIR sekvencím, které mají asi 1,85, výrazně více.



Obrázek 10 - Porovnání měření DIR a FLAIR (Zdroj: autor)

Měření bakalářské práce vycházelo z předpokladu, že na 3T MRI přístroji dojde k nárůstu intenzity ložisek roztroušené sklerózy, která budou mít následně lepší kontrast oproti bílé hmotě. Z výsledků měření však vyplývá jev opačný a dochází tak k nárůstu signálu i u bílé hmoty. Tedy došlo k celkovému nárůstu signálu snímaného z tkání pacienta. Této skutečnosti by bylo možné využít při vyšším rozlišení skenu, to by však znamenalo prodloužení času snímání.

Výzkumná otázka 1: Bude na 3T vyšší kontrast mezi ložisky RS a bílou hmotou?

Z měřených dat vyplývá, že nejlepší kontrast mezi ložisky RS a bílou hmotou je na 2D FLAIR skenech z 1,5T MRI přístroje. Předpoklad, že dojde k vyššímu nárůstu signálu ložisek, nežli u bílé hmoty se nenaplnil.

Výzkumná otázka 2: Budou drobná ložiska lépe patrna na 3T?

Zde byl výzkum hodnocen subjektivním vnímáním radiologů popisující MR vyšetření. Ve velké většině (87 % případů) hodnotí lékaři 3D skeny jako lepší nebo minimálně stejné kvality oproti 2D skenům z 1,5T přístroje. Vzhledem k tomu, že časová náročnost mezi 3D skenem s 2D skeny ve dvou rovinách je na 3T identická a oproti 1,5T 2D sken trvá pouze o 28 vteřin déle, lze navrhnout používání 3D FLAIR skenů ve standardním vyšetřovacím protokolu. Určité opatrnosti je ale potřeba například u neklidných pacientů, kde je riziko pohybových artefaktů a snížené hodnotitelnosti skenu. Zde by pravděpodobně bylo výhodnější zhotovit 2D FLAIR skeny ve dvou rovinách.

Pro diagnostiku roztroušené sklerózy mozkomíšní tedy není nutné využívat 3T MRI přístroj, ale bylo by výhodné pořídit možnost zhotovení 3D skenů do 1,5T MRI přístrojů.

9 ZÁVĚR

Magnetická rezonance je metodou první volby při zobrazování postižení centrální nervové soustavy při roztroušené skleróze mozkomíšní, a to zejména díky dobrému tkáňovému kontrastu, v tomto případě kontrastu mezi ložisky RS a bílou hmotou. MR se používá jak při primární diagnostice RS, tak i pro sledování pacientů v čase.

Úkolem mé bakalářské práce bylo seznámit se s průběhem MR vyšetření u pacientů s roztroušenou sklerózou. Porovnat vyšetření na 3T a 1,5T MR přístroji a navrhnou, na kterém přístroji by bylo vhodnější pacienty vyšetřovat. Jsem přesvědčena, že se mi podařilo tyto cíle splnit.

10 POUŽITÁ LITERATURA

10.1 Primární zdroje

ČERNOCH, Zdeněk a kol., 2000, *Neuroradiologie*, Hradec Králové: Nucleus HK, 585 s., ISBN 80-901753-9-2.

DALE, Brian M., Mark A. BROWN and Richard C. SEMELKA, 2015, *MRI Basic Principles and Applications*. 5th edition. Wiley -Blackwell, ISBN 978-1-119-01305-1.

FIALA, Pavel, Jiří VALENTA a Lada EBERLOVÁ, 2015, *Stručná anatomie člověka*, Praha: Karolinum, Univerzita Karlova v Praze, 244 s., ISBN: 978-80-246-2693-2.

HAVLÍČEK, Karel, Zuzana ČERVENKOVÁ a Vít BLANAŘ, 2019, *Anatomické listy*, 4. doplněné vydání, Pardubice: Univerzita Pardubice, 135 s., ISBN: 978-807560-242-8.

MECHL, Marek, TINTĚRA Jaroslav, ŽIŽKA, Jan a kol., 2014, *Protokoly MR zobrazování*, 1. vydání, Praha: Galén, ISBN: 978-7492-109-4.

NEKULA, Josef a Jana CHMELOVÁ, 2007, *Základy zobrazování magnetickou rezonancí*. Ostrava: Ostravská univerzita, 68 s., ISBN 978-80-7368-335-1.

SEIDL, Zdeněk, BURGETOVÁ, Andrea, HOFFMANNOVÁ, Eva a kol., 2012, *Radiologie pro studium i praxi*, Praha: Grada, ISBN 978-80-247-4108-6.

SEIDL, Zdeněk a Manuela VANĚČKOVÁ, 2007, *Magnetická rezonance hlavy, mozku a páteře*, Praha: Grada, ISBN 978-80-247-1106-5.

VÁLEK, Vlastimil a Jan ŽIŽKA, 1996, *Moderní diagnostické metody: 3.díl Magnetická rezonance*, Brno: institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví Brno, 45 s., ISBN 80-7013-225-6.

VANĚČKOVÁ, Manuela a Zdeněk SEIDL, 2010, *Magnetická rezonance a roztroušená skleróza mozkomíšní*, Praha: Mladá fronta a.s., 152 s., ISBN: 978-80-204-2182-1.

VOMÁČKA, Jaroslav, Josef NEKULA a Jiří KOZÁK, 2012, *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*, 2. dopl. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 157 s., ISBN 978-80-244-45508-3.

10.2 Odborné články

BALLESTER, M. A. G., Andrew P. ZISSERMAN and Michael BRADY, 2002, Estimation of the partial volume effect in MRI, *Medical Image Analysis* [online], Londýn: Oxford University

Press, 6(4), s. 389–405, [cit. 2022-04-16], ISSN: 1361-8423, DOI: 10.1016/s1361-8415(02)00061-0.

KEŘKOVSKÝ, M., J. STULÍK, I. OBHLÍDALOVÁ a kol., 2017, Moderní techniky MR zobrazení u roztroušené sklerózy, *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie* [online], Care Comm s.r.o., 2017(6), [cit. 2022-04-07], ISSN: 1802-4041, DOI: 10.14735/amcsnn2017647.

LADD, Mark E., Peter BACHERT, Martin MEYERSPEER et al., 2018, Pros and cons of ultra-high-field MRI/MRS for human application, *Progress in Nuclear Magnetic Resonance Spectroscopy* [online], Elsevier BV, ročník 109, str. 1 - 50, [cit. 2022-04-24], ISSN: 0079-6565, DOI: .org/10.1016/j.pnmrs.2018.06.001.

TAFTI, D. et al., 2021, Multiple sclerosis, *StatPearls* [online], Treasure Island (FL): StatPearls Publishing 2021-, [cit. 2021-04-15], PMID: 29763024.

THOMAS, T., V. MALIAKAS, L. G. ASTRAKAS et al., 2019, Pros and Cons of High Field Magnetic Resonance Imaging (MRI), *European society of radiology* [online], C-1549, s. 14, [cit. 2022-03-21], DOI: 10.26044/ecr2019/C-1549.

VALIŠ, Martin a Zbyšek PAVELEK, 2018, Roztroušená skleróza: bezpečnost léčby., *Neurologie pro praxi* [online], Solen s.r.o., 19(5), s. 338-342, [cit. 2021-05-07], ISSN: 1803-5280, DOI: 10.36290/neu.2018.148.

10.3 Internetové zdroje

ODDĚLENÍ FARMAKOVIGILANCE, 2017, Kontrastní látky obsahující gadolinium – konečné stanovisko EMA, In: *sukl.cz* [online], Státní ústav pro kontrolu léčiv, 2010 © SÚKL., [cit. 2022-03-21], Dostupné z: <https://www.sukl.cz/kontrastni-latky-obsahujici-gadolinium-konecne-stanovisko?highlightWords=gadolinium>

THURNHER, Majda a Robin SMITHUIS, Myelopatie, In: *radiologyassistant.nl* [online], Radiologická klinika Lékařské univerzity ve Vídni, Rakousko a nemocnice Rijnland v Leiderdorpu, Nizozemsko, [cit. 2022-03-20], Dostupné z: <https://radiologyassistant.nl/neuroradiology/spine/myelopathy#multiple-sclerosis>

11 PŘÍLOHY

Příloha A – <i>Poučení a dotazník před vyšetřením MRI (Nempk.cz)</i>	61
--	----

Poučení a dotazník před vyšetřením magnetickou rezonancí (1.strana)

Vážená paní, vážený pane,

Váš ošetřující lékař Vás doporučil k vyšetření na magnetické rezonanci (MR). Jedná se o jednu z nejmodernějších vyšetřovacích metod, která je v současné době schopna vyšetřit větší část orgánů lidského těla, včetně mozku, kloubů i břišních orgánů.

Magnetická rezonance je metoda založena na jiném principu, než ostatní rentgenové metody, není zde použito ionizující záření, ale silné magnetické pole. Díky tomu je metoda šetrnější pro lidský organismus, ale musí být předem vyloučena přítomnost předmětů v těle, které mohou být magnetickým polem ovlivněny a tak poškodit pacienta (viz dotazník na druhé straně souhlasu). Vyšetření je tedy založeno na principu elektromagnetické energie, u které nebyly dosud prokázány škodlivé biologické účinky. Přesto raději nevyšetřujeme těhotné ženy v prvních třech měsících těhotenství.

Při vlastním vyšetření budete ležet na vyšetřovacím stole v silném magnetickém poli. Proměnné přídavné pole vytváří hluk. Tento hluk tedy k vyšetření patří a není známkou poruchy přístroje. Okolo vyšetřované části těla Vám bude umístěna cívka, která přijímá odezvu z vyšetřované tkáně.

Vyšetření obvykle trvá 15–45 minut a během vyšetření budete vyzváni, abyste se nehýbali. Při vyšetření zvláště orgánů dutiny břišní budete požádáni o zadržetí dechu na kratší dobu. Vlastní vyšetření nevyžaduje zvláštní přípravu, pouze před vyšetřením orgánů dutiny břišní je nutné minimálně 2-3 hodiny předem nejíst a nepít sladké nápoje.

V některých případech vyžaduje povaha vyšetření aplikaci kontrastní látky do žíly. Kontrastní látky pro MR jsou v naprosté většině speciální sloučeniny na bázi vzácného kovu gadolinia. Nepoškozují ledviny, podávají se v malých dávkách (cca 10–20 ml) a riziko alergické reakce je oproti jodovým kontrastním látkám statisticky významně nižší.

Při vyšetření obdržíte do ruky balónek a v případě, kdyby se Vám udělalo nevolno, bude po zmáčknutí balónek přivolán zdravotnický personál.

Vyšetření na MR je zcela bezpečné. Může se však stát nebezpečným, pokud má pacient v těle některé kovové přístroje či předměty, proto s vámi bude sepsán cílený dotazník (viz dále), který je součástí tohoto dokumentu. Je nutné vyloučení v dotazníku uvedených skutečností, zvláště přítomnost kardiostimulátoru a kochleárního implantátu. Pokud vám bylo jedno z těchto zařízení implantováno a pokud jste nebyl upozorněn na to, že jsou vhodné do MR přístroje, nemůžete bohužel MR vyšetření absolvovat. Pokud i na nějakou další otázku odpovíte „ANO“ nemusí to však vždy znamenat, že vyšetření nelze provést, ale je nutné, aby zdravotnický personál od Vás získal doplňující informace. V případě nejasností či s dalšími otázkami se prosím obraťte na personál pracoviště magnetické rezonance.

Podpisem pod tento dokument prohlašujete:

- že jste byl(a) informován(a) o účelu, povaze, důsledcích, rizicích, možných komplikacích a alternativách vyšetření,
- že jste měl(a) možnost seznámit se s výše uvedeným textem, osobně klást doplňující dotazy a pokud tomu tak bylo, veškeré dotazy byly řádně zodpovězeny a podaným informacím jste plně porozuměl(a),
- že v případě výskytu komplikací souhlasíte, aby byly provedeny všechny další potřebné výkony nutné k záchraně mého života nebo zdraví.
- že na základě poskytnutých informací a po vlastním zvážení svobodně a bez nátlaku souhlasíte s tímto vyšetřením.

Poučení a dotazník před vyšetřením magnetickou rezonancí (2.strana)

Jméno a příjmení vyšetřovaného..... Rodné číslo.....

Váha:.....kg Výška:cm

Dnešního dne jsem byl (a) poučen (a) o zdravotním výkonu, který mi má být proveden – vyšetření magnetickou rezonancí. Vzhledem k tomu, že musí být předem vyloučena přítomnost předmětů v těle, které mohou být ovlivněny magnetickým polem a tak mne poškodit, je nutné vyplnit následující dotazník, kterým se tyto důležité informace zjišťují a já svým podpisem stvrzuji, že uvedené skutečnosti jsou pravdivé.

Prohlašuji, že jsem nositelem následujících zařízení:

Kardiostimulátor (srdeční elektrody)	ano	ne	
Elektronické implantáty (kochleární, insulin. pumpa)	ano	ne	
Cévní svorky	ano	ne	Kde?.....
Chlopní náhrady	ano	ne	
Cizí kovové těleso, střeptiny (v oku, intrakraniálně, jinde)	ano	ne	Kde?.....
Zubní náhrady	ano	ne	
Kovové Implantáty (endoprotézy,...)	ano	ne	Kde?.....
Stenty, žilní filtry	ano	ne	
Tetování či piercing	ano	ne	Kde?.....
Naslouchadlo	ano	ne	
Pro ženy: Nitroděložní tělísko	ano	ne	

Prohlašuji, že mám:

Alergii	ano	ne	Na co?.....
Klaustrofobii	ano	ne	
Onemocnění ledvin	ano	ne	Jaké?.....
Prodělané operace (zvláště neurochirurgické)	ano	ne	Jaké?.....
Pro ženy: jsem těhotná	ano	ne	Jaký týden/trimestr?

Svým podpisem stvrzuji, že výše uvedené údaje jsou pravdivé

Podpis pacienta:

.....

Podpis zástupce pacienta:

.....

Pacient není způsobilý se vyjádřit, (uvést důvod):

Kontraindikace vyšetření MR nebyly shledány.

Zdravotnický pracovník, který provedl poučení a vyplnění:

Datum:

.....