

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav radiologických metod

Lucie Petříková

**Význam 3T magnetické rezonance v diagnostice mozku a
páteřního kanálu**

Bakalářská práce

Vedoucí práce – doc. MUDr. Jaroslav Vomáčka, Ph.D., MBA

Olomouc 2023

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracovala samostatně a použila jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc 21. 4. 2023

Lucie Petříková

Ráda bych poděkovala doc. MUDr. Jaroslavovi Vomáčkovi, Ph.D., MBA, za cennou podporu, odborné vedení a trpělivost, které mi věnoval během psaní bakalářské práce.

ANOTACE

Typ závěrečné práce: Bakalářská práce

Téma práce: Význam 3T magnetické rezonance v diagnostice mozku a páteřního kanálu

Název práce: Význam 3T magnetické rezonance v diagnostice mozku a páteřního kanálu

Název práce v AJ: The Importance of 3T Magnetic Resonance Imaging in Brain and Spinal Canal Diagnostics

Datum zadání: 2021-11-30

Datum odevzdání: 2023-04-21

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta zdravotnických věd
Ústav radiologických metod

Autor práce: Lucie Petříková

Vedoucí práce: doc. MUDr. Jaroslav Vomáčka, Ph.D., MBA

Oponent práce: MUDr. Čecháková Eva

Abstrakt v ČJ:

Bakalářská práce je zaměřena na vysvětlení principu magnetické rezonance jako diagnostické metody a přiblížení významu 3T magnetické rezonance v diagnostice mozku a páteřního kanálu. První kapitola je věnována teorii MR, jsou popsány části přístroje, princip zobrazování, užívané sekvence, výsledný obraz, kontrastní látky a účinky elektromagnetického pole. Druhá kapitola popisuje speciální metody MR. Kapitola třetí se zaměřuje na MR anatomii. Čtvrtá kapitola popisuje užívané protokoly při vyšetřeních. Kapitola pátá pak popisuje samotný význam 3T MR ve srovnání s 1,5T MR a CT.

Abstrakt v AJ:

The bachelor thesis is focused on explaining the principle of magnetic resonance imaging as a diagnostic method and the importance of 3T magnetic resonance imaging in the diagnosis of the brain and spinal canal. The first chapter is devoted to the theory of MR, the parts of the device, the principle of imaging, the sequences used, the resulting image, contrast agents and the effects of electromagnetic fields are described. The second chapter describes special MR methods. The third chapter focuses on MR anatomy. Chapter four describes the protocols used in the examinations. Chapter five then describes the actual significance of 3T MR compared to 1.5T MR and CT.

Klíčová slova v ČJ: Magnetická rezonance, zobrazovací metody, mozek, páteřní kanál

Klíčová slova v AJ: Magnetic resonance imaging, imaging methods, brain, spinal canal

Rozsah: 39 stran/5 příloh

OBSAH

ÚVOD.....	6
REŠERŠNÍ ČINNOST	8
SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK	9
1 Teorie magnetické rezonance	10
1.1 Přístroj pro zobrazování MR	10
1.2 Základní princip magnetické rezonance	12
1.3 Užívané sekvence	13
1.4 Obraz MR	13
1.5 Kontrastní látky a jejich užití	16
1.6 Účinky elektromagnetického pole a kontraindikace MR	17
2 Speciální MR metody	20
3 Popis MR anatomie mozku a páteřního kanálu.....	23
4 Protokoly pro vyšetření mozku a páteřního kanálu	25
4.1 Protokoly pro vyšetření mozku	25
4.2 Protokoly pro vyšetření páteřního kanálu.....	27
5 Význam 3T MR v diagnostice mozku a páteřního kanálu	28
5.1 3T MR ve srovnání s 1,5T MR.....	28
5.2 3T MR ve srovnání s CT	30
ZÁVĚR.....	33
REFERENČNÍ SEZNAM.....	34
SEZNAM PŘÍLOH.....	37
PŘÍLOHY	38

ÚVOD

Magnetická rezonance je velmi zajímavá diagnostická metoda, která se využívá především v medicíně k zobrazení vnitřních anatomických struktur lidského těla jak fyziologických, tak i různých patologických ložisek. Jedná se o bezpečnou metodu, která je často upřednostňována díky své neinvazivnosti a zobrazení tkání s vysokým rozlišením bez užití ionizujícího záření. V rámci diagnostiky mozku a páteřního kanálu patří MR mezi nejpokročilejší a nejmodernější zobrazovací technologie, především pak MR přístroje s vyšším magnetickým polem jako je 3T MR. Tato bakalářská práce se bude zabývat právě využitím 3T magnetické rezonance v neuroradiologii, kde tato metoda poskytuje velmi detailní obraz a tím přispívá k přesné diagnostice řady neurologických onemocnění.

MR se v současnosti stále rozšiřuje a s tím stoupá nejen užívání této metody, ale také instalace nových zařízení do nemocnic. Z dostupných dat Ústavu zdravotnických informací a statistik ČR (ÚZIS) z roku 2021 vzrostl počet instalovaných přístrojů o 6 na 124 MR přístrojů za předchozí rok. V rámci vývoje od roku 2012 po 2021 je tento rozdíl 51 nových MR přístrojů. Co se týče MR přístrojů nad 1T, tak byl celkový počet 28. (uzis.cz, 2022)

V první kapitole je práce zaměřena na základní teorii MR, jsou zde popsány části MR přístroje, dále je vysvětlen princip magnetické rezonance, standardně užívané sekvence při MR vyšetřeních a také vznik výsledného MR obrazu včetně prvků, které mohou ovlivnit kvalitu obrazu a způsobit artefakty. Další větší podkapitolou jsou kontrastní látky užívané při vyšetřeních a také jejich v posledních letech diskutovaná bezpečnost. Poslední částí první kapitoly jsou účinky elektromagnetického pole a kontraindikace, které mohou být důvodem k volbě jiného vyšetření nebo jen body, na které se nesmí zapomenout při provedení kvůli bezpečnosti pacienta.

Další již menší kapitolou jsou speciální MR metody, kde jsou popsány některé známější, ale také méně známé možnosti MR, které přispívají k správné diagnóze. Mezi tyto popsané metody patří difuzní MR, funkční MR, spektroskopie a MR angiografie. Ve třetí kapitole je v krátkosti popsána MR anatomie CNS a jejich rozdílné zobrazení na výsledném obraze v závislosti na použité sekvenci. Dále v kapitole čtvrté jsou popsány základní protokoly pro vyšetření mozku a také páteřního kanálu se zaměřením na krční páteř. Poslední pátou kapitolou je význam 3T MR v neuro radiodiagnostice, zde je popsán rozdíl v užití 1,5T MR 3T MR, která má silnější magnetické pole, které s sebou nese pro účely diagnostiky mnoho výhod, popsány jsou však také některé nevýhody spojené s vyšším elektromagnetickým polem. Dále je také srovnána MR s CT, kde je největším rozdílem užití

ionizujícího záření při vyšetření.

Téma této bakalářské práce jsem si vybrala, protože jsem se chtěla dozvědět více o moderních medicínských technologiích, které mohou pomoci k přesnější diagnostice a také léčbě neurologických onemocnění. Má práce by měla představit téma využití magnetických rezonancí se silnějším elektromagnetickým polem a přiblížit jejich výhody a také nevýhody.

Cíle bakalářské práce:

1. Objasnit princip zobrazování pomocí magnetické rezonance na 3T
2. Popsat MR anatomii mozku a páteřního kanálu v závislosti na použitých sekvencích
3. Zrekapitulovat standardizované vyšetřovací protokoly na 3T MR mozku a páteřního kanálu
4. Význam 3T MR v neuroradiologické diagnostice

REŠERŠNÍ ČINNOST

V bakalářské práci byly výhradně použity validní a aktuální zdroje k tématu: Význam 3T magnetické rezonance v diagnostice mozku a páteřního kanálu. V první etapě byly využity knihy z fondu knihovny Univerzity Palackého. Celkem bylo využito pět publikací v českém jazyce. Také byla použita jedna kniha dostupná online. Další etapa byla zaměřena na vyhledávání v elektronických databázích, konkrétně se jedná o Medvik, EBSCO a Google scholar. Články byly vyhledávány jak v českém, tak anglickém jazyce. Hlavními klíčovými slovy jsou magnetická rezonance, zobrazovací metody, mozek a páteřní kanál. Celkem bylo nalezeno dvě stě čtyřicet dva článků z toho bylo využito šestnáct článků. V poslední etapě bylo použito pět online zdrojů. Celkem bylo pro bakalářskou práci využito dvacet sedm zdrojů.

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

2D	dvojdimenzionální
3D	trojdimenzionální
CMP	centrální mozková příhoda
CNS	centrální nervový systém
CT	výpočetní tomografie
DWI	difúzně vážená magnetická rezonance
fMR	funkční magnetická rezonance
i.art.	intraartikulární
i.v.	intravenózní
KL	kontrastní látka
MR	magnetická rezonance
MRA	angiografie magnetickou rezonancí
NMR	nukleární magnetická rezonance
RF	radiofrekvenční
SAR	specifická absorpční hodnota
S/Š	signál/šum
TOF	time of flight
v.o.	vážený obraz

1 Teorie magnetické rezonance

Již v roce 1924 se objevily počátky magnetické rezonance, když Wolfgang Pauli objevil jaderný spin, na jehož principu jsou založeny MR dodnes. (Sedlář, 2014, str. 62) V roce 1943 obdržel Otto Stern Nobelovu cenu za experimentální metody studia magnetických vlastností jader, hlavně za měření magnetického momentu protonu. Následovně Isidor Isaac Rabi zvýšil přesnost určování magnetického momentu díky radiofrekvenční rezonanční technice. I. I. Rabi za tento výzkum taktéž obdržel Nobelovu cenu za fyziku a to roku 1944. Na práci I. I. Rabiho navázali nezávisle na sobě Felix Bloch a Edward Mills Purcel, kteří vylepšili NMR a za svou práci také obdrželi Nobelovu cenu. (Karlsson, 2000)

Dalším milníkem ve vývoji je rok 1971, kdy Raymond Damadian, zjistil, že biologické tkáně se chovají různě v souvislosti s použitím NMR. S myšlenkou tomografického NMR zobrazení přišel roku 1973 Paul Lauterbur. Richard Robert Ernst roku 1975 zavedl použití Fourierovy transformace pro matematickou analýzu získaných signálů. V 70. letech minulého století je také důležitý rok 1977, kdy Peter Mansfield publikoval vylepšenou matematickou analýzu signálů a pro kódování pozice použil gradientní magnetické pole. R. Damadian ve stejném roce sestrojil první celotělové MR zařízení. První komerční MR systém sestrojila roku 1980 společnost FONAR. V dalších letech se vývoj ubíral ve směru tvorby nových metod pro MR jako je například MR angiografie a funkční MR. (Sedlář, 2014, str. 63) P. Lauterbur a P. Mansfield za svou práci v oblasti vývoje MR obdrželi roku 2003 Nobelovu cenu za fyziologii a lékařství. (nobelprize.org, 2003)

Teorie magnetické rezonance funguje na fyzikálním jevu nukleární magnetické rezonance v živé tkáni, kde se využívají vlastnosti atomových jader v silném magnetickém poli, při aplikaci vysokofrekvenčního elektromagnetického pole. V medicíně jsou nejvýznamnější jádra vodíku, jelikož mají velké zastoupení v molekulách vody, která tvoří zhruba 60 % hmotnosti lidského těla. Je však možné zobrazovat i další prvky, jako jsou například uhlík, fluor, sodík nebo fosfor. (Sedlář, 2014, str. 62)

1.1 Přístroj pro zobrazování MR

Samotný přístroj se skládá z několika důležitých částí, které spolupracují na vzniku konečného obrazu. Části, které budou dále popsány jsou radiofrekvenční systém, gradientní systém, magnet, ovládací a výpočetní část.

Radiofrekvenční systém (RF)

Jedná se o systém, který se skládá z vysokofrekvenčního vysílače a vysílacích cívek, dále z přijímacích cívek, které svým počtem odpovídají počtu přijímacích kanálů. V těchto

kanálech je přijatý signál zesílen a digitalizován. Signál je později převeden do obrazu, pomocí rekonstrukce. (Tintěra, 2017, str. 246-248)

Vysílací cívka generuje magnetické pole B_1+ , které je kolmé na magnetické pole B_0 a kmitá na Larmorově frekvenci. Tento jev otáčí magnetický moment od magnetického pole. V závislosti na síle impulzu se magnetizace nakloní nebo překloupí o úhel θ .

Ačkoliv jsou vysílací a přijímací cívky běžně odděleny, existují i systémy, ve kterých jsou tyto funkce kombinovány a cívka je tedy jak vysílací, tak i přijímací. Každá z těchto možností má své výhody. Kombinovaná verze je užitečná v X-nuclei spektroskopii a při použití magnetu o síle 7T a vyšší, úskalím je, že se cívky nedají odděleně optimalizovat pro každou funkci, jak je tomu při nekombinované verzi. (Gruber, 2018, str. 590-591)

Základním typem cívek jsou permanentně zabudované cívky, které se nacházejí přímo v přístroji. Jedná se o volumovou cívku, která slouží jako vysílač i přijímač signálů a vyrovnávací cívka, která přispívá k vytvoření homogenního magnetického pole. Dalším typem cívek jsou cívky povrchové, které se přikládají přímo na tělo pacienta. Druh povrchové cívky se vybírá v souladu s vyšetřovanou oblastí těla.

Gradientní systém

Součástí gradientního systému jsou tři na sebe kolmé cívky a jejich proudové zdroje. Gradientní cívky vytváří silný hluk při každém vyšetření a slouží k výběru vrstvy a k určení tloušťky vrstvy při vyšetření. (Vomáčka, 2015, str. 53) Při spínání pulzů proudu do gradientních cívek vzniká magnetické pole, kterým se lokalizují signály důležité pro vytvoření obrazů. Toto magnetické pole má podél zvolené prostorové osy lineární průběh. Linearita je důležitá, protože určuje velikost zobrazovací oblasti a tím využitelné zobrazovací pole, které je obvykle kolem 50 cm. Dalšími důležitými faktory jsou maximální amplituda gradientního pole a maximální rychlost, kterou se této amplitudy dosáhne (slew-rate), jelikož je tím určen výkon gradientního systému. Běžně se užívá systém s výkonovým limitem, kdy je maximální amplituda 80 mT/m a slew-rate 200 T/m/s. (Tintěra, 2017, str. 246-248)

Magnet

Hlavní součástí magnetické rezonance je magnet, který je zdrojem statického homogenního magnetického pole. Magnetické pole v těle pacienta vytváří měřitelnou magnetizaci, která vytváří signál obrazů. Platí, že čím vyšší magnetické pole je, tím vyšší je i signál a tím pádem i poměr S/Š. (Tintěra, 2017, str. 244-245)

Ovládací a výpočetní část

Ovládací část je spojena s ovládacím počítačem a připomíná ovládací konzoli na jiných přístrojích jako je například CT. (Vomáčka, 2015, str. 53-54)

Výpočetní část se za dobu uvedení magnetických rezonancí do nemocnic značně změnila. Důležitým vývojem bylo zmenšení potřebného výkonu počítačů, a proto se dnes využívají jednoduché počítače s operačním systémem Windows, jelikož jsou dostatečně výkonné ke zpracování veškerých dat při vyšetření. (Tintěra, 2017, str. 250-251)

Důležitou součástí práce na výpočetním počítači je možnost kompletního postprocessingu a archivace v systému PACS (Picture Archiving and Communication System). (Vomáčka, 2015, str. 54) Velkou výhodou archivace je nejen možnost pozdějšího postprocessingu, ale také možnost sdílení vyšetření s jinými odděleními a zdravotnickými zařízeními. (Heřman, 2014, str. 32)

1.2 Základní princip magnetické rezonance

Důležitou vlastností některých atomových jader, například vodíku je, že mají vlastnost zvanou spin, která je závislá na počtu protonů, Jádru atomů díky svým složkám vyvolává magnetický moment a tím vytváří lokální magnetické pole, tento jev je možné si představit jako otáčení jádra kolem vlastní osy. Působením silného magnetického pole zvenčí B_0 se jádro vyrovná, a to buď rovnoběžně nebo kolmo na něj.

Spiny v látce se nacházejí ve dvou různých stavech: nízkoenergetický, kde je spin rovnoběžně s magnetickým polem a vysokoenergetický, kde je spin kolmo na magnetické pole. Spin bývá většinou ve stejném směru jako je magnetické pole. (Grover, 2015, str. 246) Tyto podmínky způsobují jev zvaný precese, což je stav, ve kterém protony vytváří rotační pohyb v transversální rovině. Otáčí se jako by opisovali tvar kužele. Protony se však neotáčí všechny stejně a jsou tedy rozfázované. (Vomáčka, 2015, str. 47) Rychlost rotace atomového jádra vystavenému magnetickému poli je Larmorova frekvence, ta je úměrná intenzitě pole a je popsána Larmorovou rovnicí: $\omega_0 = \gamma \cdot B_0$, kde ω_0 je úhlová frekvence protonů, γ je gyromagnetický poměr pro konkrétní jádro a B_0 je síla magnetického pole.

Tyto jádra mohou být excitovány dodáním energie RF magnetickým polem. Energie se dodává v mikrosekundových pulzech, to má za následek, že jádra přechází z vyšších energetických vrstev do nižších a poté se ve fázi relaxace vracejí zpět. (Grover, 2015, str. 246) Při fázi excitace dojde k překlopení spinu a to o 90 nebo 180°. (Vomáčka, 2015, str. 48) Jádra takto absorbovaná a vyzářená energie vytváří měřitelné napětí, které je detekováno cívkami. (Grover, 2015, str. 246-247)

1.3 Užívané sekvence

Pro nejlepší diagnostickou informaci je možné použít mnoho rozdílných sekvencí, které informují o odlišných parametrech, o rozdílech v relaxačních časech informují T1 a T2 vážené sekvence, pro zjištění množství protonů se používá PD sekvence. Stále více užívanými sekvencemi jsou sekvence se selektivním potlačením vody, sekvence FLAIR a tuku, sekvence STIR. Speciální sekvencí pro zobrazení difuze molekul je DWI sekvence. (Heřman, 2014, str. 26-27) (Tab. 1.3.)

Tab. 1.3. Přehled užívaných sekvencí

Název sekvence	Zkratka sekvence	Princip	Užití
T1 vážený obraz	T1	Krátký čas příjmu signálu i doba mezi pulzy	Přesné anatomické zobrazení
T2 vážený obraz	T2	Dlouhý čas příjmu signálu i doba mezi pulzy	Průkaz prvních fází patologického ložiska
Proton denzitní	PD	Zkrácení času příjmu signálu u T2	Zobrazení muskuloskeletálního systému
Fluid Attenuated Inversion Recovery	FLAIR	Potlačení signálu vody	Průkaz patologických ložisek s větším obsahem vody
Short Tau Inversion Recovery	STIR	Potlačení signálu tuku	Odlišení tekutiny a tuku, vyšetření páteře a velkých kloubů
Difuzně vážená sekvence	DWI	Sledování a hodnocení Brownova pohybu	Průkaz lézí na molekulární úrovni

(Vlastní zpracování)

1.4 Obraz MR

Konečný MR obraz je výsledkem složitého procesu, díky kterému je možné zobrazit velmi detailně různé struktury lidského těla pomocí silného magnetického pole.

Tvorba MR obrazu

Po detekci signálů je nutné je pozičně kódovat, bez této fáze se neví, kde signál vznikl

a odkud byl vyzářen, proto je jeho přesná pozice neznámá. Poziční kódování realizují přídavné gradientní cívky, které vytvářejí magnetické pole G_x , G_y a G_z v jejich osách: x , y , z . Tyto cívky kontrolovaně narušují homogenitu magnetického pole B_0 , aby mohly zjistit konkrétní zdroj signálu, a tedy i jeho pozici v obraze (voxel). Tzv. k -prostor je dvourozměrná matice hodnot, jedná se o vrstvu G_z , kde G_y jsou řádky se stejnou fází a G_x jsou sloupce se stejnou frekvencí. Změnou frekvence excitačního RF pulzu nebo změnou polohy průsečíku G_z a B_0 je možné vybrat jinou vrstvu.

Pro výsledný MR obraz je ještě nutné ho zrekonstruovat, děje se tak nejčastěji Fourierovou rekonstrukční metodou, která kóduje pozici signálu pomocí frekvence a fáze. Každý voxel má určitou velikost signálu a ta určuje jaký jas bude každý pixel v obraze mít. (Sedlář, 2014, str. 85-90)

Kvalita MR obrazu

Kvalita obrazu snímku závisí na několika různých faktorech jak těch vytvořených samotným přístrojem magnetické rezonance, tak i na parametrech pacienta. Mezi faktory závislé na přístroji patří:

Prvním důležitým faktorem je síla magnetického pole, přičemž platí, že intenzita signálu se zvětšuje s druhou mocninou velikosti magnetického pole. Nelze však jen zvyšovat sílu, protože současně se zvyšuje i úroveň šumu. Pro kvalitní obraz je také žádoucí, co největší homogenita pole, nehomogenní pole může způsobit artefakty v obraze. (Vomáčka, 2015, str. 51)

Dalším faktorem je již dříve zmíněný gradientní systém, jehož gradienty jsou použity k prostorovému kódování, slouží tedy k umístění signálu a ke konstrukci obrazu. Určuje také velikost zobrazovací oblasti. Platí že, čím je výkonnější systém, tím je vyšší maximální amplituda a ta poté určuje dosažitelné prostorové rozlišení. S větším výkonem však roste i cena zařízení a výrobci tak volí méně výkonné systémy s menším zobrazovacím polem. (Tintěra, 2017, str. 246)

V souvislosti s RF vysílacími cívkami je nutné vzít v potaz tzv. Q faktor. Jedná se o faktor, který porovnává smyčky jednotlivých cívek, to dále souvisí s lepší detekcí signálu. Výpočet Q je podíl maximální energie obvodu a průměrné energie ztracené za jeden kmit, výsledkem je adimensionální číslo, které popisuje kvalitu rezonančního obvodu. Při konstrukci cívek je vždy nutné co nejvíce zmenšit jejich ztráty. (Gruber, 2018, str. 598)

Změnou parametrů pulzů je také možné docílit kvalitnějšího obrazu, popřípadě zlepšením diagnostické informace pro konkrétní vyšetření (například zkrácením času příjmu

signálu u T2 sekvence je docíleno větší detekce protonů, při vyšetření kostí). Další možností je změna počtu excitací, kdy platí, že čím větší počet excitací je při vyšetření provedeno, tím je obraz kvalitnější. Není to však vždy žádoucí z důvodu zvyšování nejen kvality ale i délky celého vyšetření.

Mezi faktory závislé na parametrech pacienta, které laborant není vždy schopen ovlivnit patří:

Jedním z faktorů je tzv. spinová hustota, což je počet protonů vodíku v určitém objemu. Platí, že s rostoucím počtem roste i intenzita signálu, také platí, že s rostoucí silou magnetického pole roste i počet aktivovaných protonů.

Důležitou vlastností tkáně pro lepší zobrazení je její schopnost magnetizace (magnetická susceptibilita). Látky mohou být feromagnetické, to má za následek tvorbu stálého magnetického pole nebo paramagnetické, to má za následek tvorbu dočasného magnetického pole, této schopnosti využívají některé kontrastní látky. Tyto látky mají neuzavřené elektronové obaly. Látky, které nejsou schopny vytvářet magnetické pole vůbec se nazývají diamagnetické a mají sudý počet elektronů.

Velkou skupinou ovlivňující kvalitu obrazu jsou artefakty. Některé z nich jako jsou artefakty způsobené nehomogenitou pole je laborant schopný ovlivnit. Mezi další příčiny však patří i pohyb pacienta. I v případě, kdy by se pacient během vyšetření vůbec nehýbal může dojít k pohybovému artefaktu z důvodu fyziologického pohybu uvnitř těla, sem patří například dýchání, srdeční činnost, střevní peristaltika, a další. Pro zamezení jejich vzniku je možnost využití tzv. rychlých sekvencí se zadržným dechem nebo utlumením magnetizace proudící krve regionální presaturací. Na rozhraní některých tkání s velkým obsahem vody a tuku, jako je tomu u tukové tkáně a svalů může dojít k artefaktům způsobených chemickým posunem. Artefakty mohou způsobit i cizí tělesa, jako jsou kovové implantáty nebo kovové střeptiny. (Vomáčka, 2015, str. 50-51)

Poměr S/Š neboli Signal to Noise Ratio, je dalším z parametrů ovlivňujících kvalitu obrazu, v praxi je vždy snaha dosáhnout co možná největšího poměru, jelikož pak je signál výraznější než šum. Šumem se rozumí náhodný signál, který překrývá signál skutečný. Zdrojem mohou být Brownův pohyb molekul a elektronický šum přijímače. Signál závisí na RF cívkách, kde je důležitý Q faktor, proto se výrobci snaží minimalizovat vnitřní ztráty energie. Magnetické pole vytvořené cívkami musí být také co nejvíce homogenní. Šum může také snížit chladič systém cívek. Signál se zvyšuje s druhou mocninou magnetického pole B_0 , zatímco šum roste lineárně. Další možností zlepšení poměru je několikanásobné opakování skenů, což se nazývá zprůměrování signálu, tento postup však zvyšuje dobu

potřebnou pro skenování. (Gruber, 2018, str. 592, 597)

1.5 Kontrastní látky a jejich užití

Některé tkáně na výsledném obraze mohou vypadat neodlišitelně, protože vydávají stejný signál. Pomocí kontrastních látek je možné tyto tkáně odlišit zesílením signálu určitých tkání jako jsou například hematomy a nádory (Obr. 1). Vzhledem k tomu, že mají KL jinou Larmorovu frekvenci, tak mohou změnit relaxační časy T1 a T2 vážených sekvencí, přičemž největší ovlivnění se týká T1. (Sedlář, 2014, str. 82-83)

KL se rozdělují na několik kategorií podle jejich jedinečných vlastností: chemické složení, jejich vliv na obraz MR, odlišný způsob podání, magnetické vlastnosti, biodistribuce a použití. KL jsou většinou paramagnetické, jedná se o pozitivní látky, které na T1 vypadají světle, nebo superparamagnetické, jedná se o negativní látky, které na T2 vypadají tmavě. (Xiao, 2016, str. 1319) Obsahují nejčastěji gadolinium, které má natolik velké molekuly, že nemohou proniknout do buněk, v lidském organismu proto kolují pomocí krve. Gadolinium má schopnost měnit magnetické poměry a tím ovlivňuje T1 a T2. Případně se mohou využít látky obsahující mangan, k jejich plošnému rozšíření však ještě nedošlo. (Vomáčka, 2015, str. 70)

Výše zmíněné gadolinium je lanthanoidový iont, který je nejčastěji užívaný díky svým ideálním vlastnostem. Má vysoký magnetický moment a jedná se o nejstabilnější iont s nepárovými elektrony, které mu dávají paramagnetické vlastnosti. Vzhledem ke zvýšenému riziku toxicity se častěji volí nižší koncentrace gadolinia, která zkracuje relaxační čas u T1 a tím zvyšuje intenzitu signálu, zatímco při zvýšené koncentraci se zkracuje relaxační čas u T2 a tím se snižuje intenzita signálu. (Xiao, 2016, 1319)

Podle chemické struktury je možné gadoliniové KL rozdělit na čtyři hlavní skupiny. Podle druhu chelatačních ligandů jsou buď lineární nebo makrocyclické a podle elektrického náboje jsou celkové cheláty buď neiontové nebo iontové. Čtyři hlavní skupiny jsou tedy: iontové lineární, neiontové lineární, iontové makrocyclické a neiontové makrocyclické. Velmi důležitým faktorem je, jestli má KL makrocyclickou nebo lineární strukturu. V případě makrocyclických látek se gadolinium dostává z chelátů jen velmi výjimečně, zatímco u lineárních látek se gadolinium dostává z chelátů jednodušeji, což zvyšuje jejich toxicitu. (Hao, 2012, str. 1065-1066)

Kvůli toxickým účinkům lineárních KL jsou v závislosti na jednotlivých zemích postupně zakazovány nebo omezovány na určité indikace. V evropské sféře EMA (The European Medicines Agency) doporučila omezení některých KL a pozastavit povolení jiných. Došlo k tomu po rozhodnutí, že výhody užití nadále nepřevyšují rizika. Tuto

podmínku však nadále splňuje užití kyseliny gadoxetové a gadobenové při snímkování jater a kyselina gadopentetová při snímkování kloubů. (EMA, 2017) Toto rozhodnutí je závazné pro všechny členské státy Evropské unie, proto o něm informoval také český SÚKL (Státní ústav pro kontrolu léčiv). (SÚKL, 2017) (Tab. 1.5.)

S užitím gadoliniových KL se pojí i nefrogenní systémová fibróza, což je závažná pozdní reakce, která způsobuje u pacientů renální insuficienci, což může způsobit nutnost dialýzy. Způsobuje kožní změny ve formě ztlustění, zmnožení vaziva kůže, vytváří se i podkožní edém. Postihnuty mohou být i další orgány jako například plíce, srdce, játra a další. Dalšími rizikovými pacienty jsou ti, kteří mají astma, alergie a předešlou reakci na jodovou nebo gadoliniovou KL, u těchto pacientů je zvýšená šance na vyvinutí nepříznivé reakce. (Hao, 2012, str. 1069)

Tab. 1.5. Přehled kontrastních látek pro MR

Obchodní název	Název sloučeniny	Typ látky	Aplikace	Povolení užívání
Dotarem/Artirem	Kyselina gadoterová	Iontová makrocyclická	i.v., i.art.	Ponechána
Gadovist	Gadobutrol	Neiontová makrocyclická	i.v.	Ponechána
ProHance	Gadoteridol	Neiontová makrocyclická	i.v.	Ponechána
MultiHance	Gadobenová kyselina	Iontová lineární	i.v.	Pouze k zobrazení jater
Primovist	Gadoxetová kyselina	Iontová lineární	i.v.	Pouze k zobrazení jater
Magnevist	Gadopentetová kyselina	Iontová lineární	i.v., i.art.	Pouze k zobrazení kloubů
Omniscan	Gadodiamide	Neiontová lineární	i.v.	Pozastavena
OptiMark	Gadoversetamide	Neiontová lineární	i.v.	Pozastavena

(SÚKL, 2017) (XIAO, 2016, str. 1323-1324)

1.6 Účinky elektromagnetického pole a kontraindikace MR

Na lidský organismus působí několik polí: statické magnetické pole, u kterého bylo několikrát dokázáno, že do síly 8T nepředstavuje riziko pro pacienty, dále proměnné gradientní pole, které může hypoteticky stimulovat periferní nervy, problémem by však byly hodnoty vyšší než ty, které se užívají u diagnostických MR přístrojů a dále pole

radiofrekvenční, které může vyvolávat ohřívání organismu. Všechny tyto parametry se souhrnně nazývají specifická absorpční hodnota (anglicky specific absorption rate) se zkratkou SAR. (Mechl, 2010, str. 70)

Kontraindikace je možné rozdělit na dvě velké skupiny. První skupinou jsou **kontraindikace absolutní**, které mohou i ohrozit pacienta na životě. Zde patří přítomnost kardiostimulátoru, u kterého může elektromagnetické pole přístroj poškodit a zničit, což může vést ke smrti pacienta, některé přístroje se dnes již vyrábí z kompatibilních materiálů. Dalšími podobnými elektronickými zařízeními jsou například kochleární implantát, neuromodulační aparáty a infuzní pumpy, které mohou být vlivem magnetického pole zničeny, ačkoliv to nemusí nutně ohrozit pacienta, způsobí to velkou peněžní škodu. V současné době se zde neřadí přítomnost inzulínové pumpy, protože může být bezpečně před vyšetřením odpojena. Implantáty z feromagnetického materiálu mohou být také nebezpečné, jelikož se během vyšetření mohou zahřát nebo pohnout, je také důležité zjistit materiál implantátů, u kterých si laborant není jistý. V případě neznámého materiálu není možné zaručit, že není z materiálu feromagnetického. Důležitým krokem je také vyloučit přítomnost kovového cizího tělesa v oku.

Druhou skupinou jsou **kontraindikace relativní**. Mezi ně patří například těhotenství a kojení, ačkoliv není prokázán negativní vliv na embryo a nebyly u něj prokázány vývojové změny považuje se gravidity v prvním trimestru za kontraindikaci a vyšetření se provádí pouze výjimečně. Během dalších měsíců těhotenství se MR vyšetření spíše pro pacientky doporučuje v rámci prenatální diagnostiky. Co se však silně nedoporučuje je užití KL během vyšetření těhotných a kojících pacientek, jelikož se KL hromadí v plodové vodě a vylučuje se skrze mateřské mléko. Mezi další negativní faktory patří klaustrofobie pacienta. Ačkoliv moderní přístroje mají kratší gantry, pro některé pacienty může být strach z uzavřených prostor překážkou, v tomto případě je možné provést vyšetření v analgosedaci, popřípadě v celkové anestezii. (Vomáčka, 2015, str. 56) Potenciálně nebezpečná může být i přítomnost kovových implantátů jako jsou stenty, žilní filtry, kloubní náhrady, osteosyntetický materiál a dentální implantáty u vyšetření, které probíhá méně než 6 týdnů po implantaci, tento faktor odpadá v případě, že je písemně doložena kompatibilita těchto implantátů.

Za bezpečné se považují výše zmíněné implantáty, u kterých se vyšetření provádí minimálně 6 týdnů po implantaci. Za kontraindikaci se nepovažují jakékoliv implantáty s písemným potvrzením od výrobce o jeho plné kompatibilitě, s písemným potvrzením operátora, který je implantoval a nitroděložní tělíska. (Mechl, 2010, str. 71)

Mírně problematické je vyšetření novorozenců a malých dětí, kdy se obvykle volí analgosedace nebo celková anestezie, aby bylo možné provést vyšetření obvyklým způsobem. Děti lépe snášejí vyšetření v přístrojích s otevřenými magnety. Dalším faktorem je nekompletní myelinizace u novorozenců, kdy může převládající signál vody zastínit některé patologie jako například ischemická ložiska. (Žižka, 2015, str. 13)

2 Speciální MR metody

MR jakožto velmi užitečná diagnostická metoda, která umožňuje zobrazit vnitřní struktury těla nabízí i užití nemalého množství speciálních metod, které jsou schopny dodat další informace důležité pro správnou diagnózu.

Kromě standardních vážených obrazů a jejich doplňujících sekvencí je možné využít například: difúzní zobrazení – které umožňuje zobrazit molekulární pohyb vody v tkáních, perfuzní zobrazení – které umožňuje zobrazit průtok krve mozkem a dalšími orgány, funkční zobrazení, které umožňuje zobrazit aktivitu mozku během různých úkolů, spektroskopie – která umožňuje zobrazit chemické složení tkání a v neposlední řadě angiografie magnetickou rezonancí – která umožňuje zobrazit mozkové cévy. Tyto metody budou v následující kapitole postupně podrobněji popisovány.

Difúzní magnetická rezonance (DWI) funguje na principu sledování a hodnocení Brownova pohybu molekul vody. Lze tak odlišit zdravou tkáň, kde je difuze fyziologická od tkáně poškozené, kde je difuze změněná nebo již zaniklá. DWI má velkou výhodu v možnosti sledování patologických lézí na molekulární úrovni, díky tomu je také využívána čím dál častěji. (Vomáčka, 2015, str. 55) Prostý difúzně vážený obraz zobrazuje difuzi molekul vody v tkáni bez závislosti na směru difuze. Přesnější informace je schopna dodat tzv. ADC mapa, která zobrazuje parametry získané z DWI tzv. aparentní difúzní koeficienty – ADC. Zobrazení difúzního tenzoru udává DTI obraz, který zobrazuje difuzi molekul vody v tkáni v závislosti na směru difuze. Důležitým parametrem získaným z DTI je tzv. frakční anizotropie – FA, která zobrazuje mikroarchitekturu dané tkáně. FA mapy zobrazují stupeň anizotropie a orientaci nervového vlákna. (Ibrahim, 2013, str. 13-15)

Díky DTI datům lze obraz rekonstruovat a vytvořit 3D reprezentaci nervových vláken, díky využití tzv. traktografie. (Obr. 2) Směr nervových vláken se na mapách rozlišuje pomocí různých barev. (Bruno, 2019, str. 69) I přes velkou využitelnost a pokrokovost v zobrazování s sebou nese i nějaké nevýhody jako je nepřesnost v trasování drah, kvůli jejich podhodnocování. Svůj význam si udržuje u operací nádorů mozku elokventní oblasti, kdy může vyšetření před samotnou operací znatelně zlepšit výsledný stav pacienta, díky hodnocení elokventních drah bílé hmoty (nejčastěji se takto zobrazují dráhy pyramidové oblasti). U ischemické mozkové příhody může být traktografie využita k hodnocení vztahu mezi nervovými drahami a malými mozkovými infarkty. Podle některých studií se dá i odhadnout pacientova prognóza po ischemické CMP. Metoda je hojně využívána i u pacientů s degenerativními onemocněními, jako jsou například demence. Dále může být využita u spinocerebelární atrofie, vývojových onemocnění CNS, roztroušené mozkomíšni sklerózy,

Parkinsonovy choroby a další. V těchto oblastech je stále prováděn slibný klinický výzkum. (Yamada, 2009, str. 167-170)

Funkční magnetická rezonance (fMR) funguje na fyziologickém jevu, kdy části mozku, které jsou aktivní mají vyšší průtok krve, který se snímá pomocí rychlých sekvencí. Využívá se například pro kontrolu změn u některých nemocí nebo pro zjištění účinnosti různých léků. (Heřman, 2014, str. 30) Může se sledovat buď změna objemu krve a prokrvení určité oblasti (tzv. perfuzní fMRI) nebo rozdíl mezi poměrem okysličeného a neokysličeného typu hemoglobinu (tzv. BOLD fMRI – blood oxygen level-dependent). Při BOLD fMR se využívá faktu, že neokysličený hemoglobin je přirozená kontrastní látka díky svým paramagnetickým vlastnostem. Konečný obraz je rozdílem mezi klidovou fází a aktivní fází mozkové činnosti. (Sedlář, 2014, str. 94-95)

Funkční MR může sledovat dva nebo i více rozdílných stavů aktivity mozku. Jedná se tedy o měření dynamických změn, které jsou detekovány a převedeny do výsledné série obrazů. Nejčastěji se používají dvě metody pro snímání odlišných stavů. První metodou je tzv. blokové schéma, ve kterém se opakovaně střídá aktivní blok, kdy pacient vykonává nějakou úlohu s blokem referenčním, kdy je pacient v klidu. Principem jsou změny v aktivitě, které způsobí změny ve snímaném signálu, mezi jednotlivými bloky. Druhou variantou je tzv. event related schéma, ve kterém se sledují rychlé dynamické změny v mozkové aktivitě. Tato varianta může být užitečná například při spontánní aktivitě u epileptického záchvatu. Možností je také sledovat pouze klidovou část, kdy pacient pouze leží a nepoužívají se žádné stimulační. V takovém případě se sledují samovolné mozkové aktivity, které nejsou závislé na vnějších stimulacích. (Žižka, 2015, str. 32-33)

Spektroskopie je metoda, díky které se provádí chemická analýza tkání. Nejčastěji zkoumaným prvkem je vodík tzv. vodíková spektroskopie. Dalšími zjiřitelnými prvky jsou atomy s lichým protonovým číslem, například izotop uhlíku ^{13}C , fluoru ^{19}F , sodíku ^{23}Na nebo fosforu ^{31}P . Podle výsledných křivek je možné určit množství těchto prvků ve tkáni. (Heřman, 2014, str. 30) MR spektroskopie je schopná v lidském těle zobrazovat různé molekuly, výslednou informací je spektrum biochemického složení tkání. Nevýhodou oproti klasickému MR zobrazování je nižší citlivost na rozdílné metabolity a nižší prostorové rozlišení. (Žižka, 2015, str. 36)

U vodíkové spektrometrie v oblasti mozku jsou důležitými viditelnými metabolity například N-acetylasparát, který je považován za marker neuronů, snížení jeho počtu ve tkáni tedy znamená snížený počet neuronů, to může znamenat špatnou maturaci mozku nebo poškození se ztrátou neuronů. Fyziologicky jsou vyšší hodnoty naměřeny v šedé hmotě

mozkové (než v bílé hmotě), patologicky zvýšený počet může být změřen u Canavanovy nemoci. Dalšími metabolity jsou kreatin a fosfokreatin, které se v magnetickém poli používaném v diagnostice nedají odlišit, k odlišení by byla potřeba síla magnetického pole alespoň 7T. Tyto metabolity v mozku zajišťují energii pro biochemické procesy. Nejintenzivnější signál je naměřen v mozečku (spolu se signálem ze sloučenin cholinu a inozitolů). Sloučeniny cholinu mají různou intenzitu signálu v závislosti na oblasti měření. Je možné pozorovat závislost mezi naměřenými cholinovými sloučeninami a celkovým množstvím buněk ve zkoumané oblasti, koncentrace je vyšší v bílé hmotě. Tento fakt poté pomáhá u diagnózy mozkových nádorů a také u jejich léčby. Zvýšenou intenzitu je možné naměřit i u některých onemocnění z psychiatrické oblasti. Inozitoly jsou naměřeny nejvíce v mozečku a poté více v šedé hmotě mozkové oproti bílé hmotě. Považují se za marker glií, protože se jejich intenzita signálu zvyšuje s gliózou. Je možné sledovat také neurotransmitery glutamát, glutamin a GABA, které jsou si chemickým složením podobné. Laktát je pozorovatelný spíše u patologických procesů, jelikož za fyziologických podmínek je na hranici pozorovatelnosti. Jeho patologické zvýšení může znamenat hypoxii v určitých oblastech nebo zvýšení energetického výdaje, což může pomoci například u diagnózy mozkových infarktů ischemického původu nebo u některých nádorů. (Žižka, 2015, str. 38-40)

MRA je metoda, která je schopna pomocí speciálních technik potlačit signál okolních tkání a zobrazit mozkové cévy hypersignálně. Na nativním obraze se proudící krev zobrazuje asignálně a není ji tedy možno hodnotit. Existuje několik typů MRA, mezi základní patří: vtokové (in flow) – TOF, fázový kontrast – PC a kontrastní – CE MRA. U vtokové varianty se zesílí signál přitékajících erytrocytů a tím se zobrazí. Používá se 2D TOF pro zobrazení žil, které mají pomalý tok a 3D TOF pro zobrazení tepen, které mají rychlý tok. U fázového kontrastu se využívá magnetizace, která se může měnit v závislosti na pohybu krve v cévách, tato metoda je výhodnější u zobrazování žil. U kontrastní metody jsou principem zobrazení intravenózně aplikované KL, pro správné zobrazení cév se po aplikaci KL aplikuje ještě fyziologický roztok, který zaručí, že se do pacienta aplikuje celý objem KL a nezůstane zbytkové množství v hadičce pro aplikaci. (Vomáčka, 2015, str. 54-55)

3 Popis MR anatomie mozku a páteřního kanálu

Pro popis anatomických struktur na jednotlivých sekvencích se užívá terminologie vyjadřující intenzitu signálu. Rozlišují se tkáně: hypersignální, při kterých je intenzita vysoká a na snímcích se zobrazují světle, hyposignální, při kterých je intenzita nízká a na snímcích se zobrazují tmavě. Dále izosignální, při kterých je intenzita stejná jako v okolí a na snímcích se tedy zobrazují jako okolní tkáň. Poslední možností jsou tkáně asignální, které jsou bez signálu a na snímcích se zobrazují černě. Tyto termíny se vždy vztahují k intenzitě signálu fyziologické tkáně. (Heřman, 2014, str. 27)

Na T1 v.o., který se nazývá krátkou SE sekvencí se výsledný obraz podobá CT obrazu s tím rozdílem, že na MR obraze se kost oproti CT jeví jako asignální. Tekutiny, jako moč žluč a v případě CNS mozkomíšní mok je hyposignální, naopak tuk vypadá světle, je tedy hypersignální, solidní tkáň jako parenchym mozku je lehce hypersignální, kalcifikace, kompaktní kost a proudící krev nevydávají žádný signál a jsou tedy asignální. T1 v.o. je základně užívanou sekvencí, která slouží především k přesnému zobrazení anatomických struktur. Nevýhodou je, že fyziologické tekutiny se mohou překrývat s edémem.

Na T2 v.o., který se nazývá dlouhou SE sekvencí jsou oproti T1 v.o. tekutiny hypersignální, tuk se jeví jako šedý, je tedy izosignální až hyposignální. Dalším rozdílem je signál parenchymu mozku, kdy je u T2 v.o. tmavý – hyposignální, kalcifikace, kompaktní kost a proudící krev jsou stále asignální. Vzhledem k tomu, že T2 sekvence jsou oproti T1 velmi dlouhé, mohou zabrat až 8 minut, je možné využít tzv. zrychlené T2 sekvence jako je například FaSE. V porovnání s T1 v.o. je nižší diagnostická informace v oblasti anatomie, využití však nese při zkoumání tkáňových rozhraní, kde má mnohem lepší výpovědní hodnotu. V oblasti neurologie se toho dá využít u tkáňového rozhraní mezi mozkomíšním mokem a vazy v páteřním kanále. T2 sekvence je také lepší v průkazu edému díky svojí vyšší citlivosti na časnou detekci vody.

V oblasti neuroradiologie jsou také důležité inversion recovery sekvence, které jsou schopné potlačit signál určitých tkání a na výsledném obraze vypadají hyposignální až asignálně. Mezi dvě hlavní sekvence patří STIR, jedná se o sekvenci, která potlačuje tuk. Použití má především u vyšetření páteřního kanálu a mimo neurologii u vyšetření velkých kloubů. Na běžném T2 v.o. vypadají tuk a tekutina téměř stejně, jejich odlišení je diagnosticky náročné. Velká výhoda STIR sekvence je, že na asignálním pozadí lépe vyniknou patologické léze, které obsahují velké množství vody a zobrazí se jako hypersignální. Druhou hlavní sekvencí je FLAIR, jedná se o sekvenci, která potlačuje vodu. Použití FLAIR je důležité hlavně u určení diagnózy mozkových patologií. „Pokud je

hypersignální (hyperintenzní) ložisko na FLAIR sekvenci tmavé jedná se o starší ložisko (např. pseudocysta) s obsahem likvoru nebo jiné tekutiny. Glióza (reaktivní tkáň v mozku) nebo jiná patologie je naopak hypersignální.“ (Nekula, 2007, str. 17) Využití FLAIR sekvence je především u diagnózy roztroušené mozkomíšní sklerózy, kde patologická ložiska vypadají hypersignálně. (Nekula, 2007, str. 16-17)

4 Protokoly pro vyšetření mozku a páteřního kanálu

MR protokoly jsou speciální standardizované postupy díky kterým je možné získat vysoce detailní obrazy zkoumané tkáně nebo orgánu. Je možné vybrat z různých protokolů, které se mohou lišit v užití KL, délkou vyšetření, zobrazovanou rovinou a užitými sekvencemi. Pro získání kvalitních a diagnosticky užitečných snímků je výběr správných protokolů klíčový.

4.1 Protokoly pro vyšetření mozku

Pro oblast mozku jsou jedny z nejdůležitějších protokolů: nativní zobrazení mozku, kontrastní zobrazení mozku a MRA. Je možné také vybrat protokoly pro konkrétní patologie jako jsou například roztroušená mozkomíšní skleróza, epilepsie nebo krvácení.

Mozek nativně je základním protokolem pro zobrazení mozku a jeho patologií, mezi indikace patří například bolesti hlavy a nespecifické neurologické symptomy. Pacient u vyšetření leží v poloze na zádech, hlava je bez rotace a úklonu zafixována v hlavové multikanálové cívce. Rozsah vyšetřované oblasti závisí na rovině zobrazení:

transverzální rovina – rozsah neurokrania od vrcholu klenby po foramen occipitale magnum, společně s koronální rovinou se zasazuje kolmo na střední rovinu pro symetrické zobrazení, transverzální rovina se sklání podle bikalózní linie;

sagitální rovina – hlava a horní krční páteř (alespoň po přechod obratlů C2 a C3), sklání se podle mokovodu.

Pro zobrazení je důležité užití alespoň čtyř diagnostických sekvencí, důležité je užití FLAIR sekvence. V transverzální rovině se jedná vždy o T2 TSE (možnost alternativního použití T2 a PD TSE), DWI EPI s vytvořením ADC map, FLAIR, a GRE T2* (možnost alternativního použití T2 SWI) sekvence; v sagitální rovině T1 SE (možnost alternativního použití T2 TSE) sekvence. Vyšetření je také možné doplnit sekvencí T2 TSE 3D v transverzální rovině, která se používá u cisternografie, dovoluje také detailní zhodnocení hlavových nervů, které odstupují z mozkového kmene. V sagitální rovině je možné přidat T2 TSE sekvenci a PSIF pro oblast mokovodu k posouzení jeho průtoku. V koronální rovině pro posouzení orbit, lební báze a temporálních struktur je možné přidat T2 TSE sekvenci. V závislosti na hlavních sekvencích se FOV pohybuje od 230 do 250 mm, šířka vrstvy od 4 do 5 mm. (Mechl, 2014, str. 18-20)

Mozek s KL je dalším z možných protokolů používaných například u vyšetření zánětů, abscesů, tumorů mozku a dalších indikací. Uložení pacienta a rozsah jsou shodné s již

uvedeným nativním protokolem.

Diagnostické sekvence jsou taktéž shodné s nativním vyšetřením s tím rozdílem, že se k volitelným sekvencím přidává možnost užití PC sekvence v sagitální rovině a T1 SE sekvence v koronální rovině. Dalším rozdílem je postkontrastní zobrazení vždy T1 SE ve dvou rovinách (transverzální a druhá podle zobrazované patologie) nebo alternativně T1 SE a T1 GRE 3D s multiplanární rekonstrukcí ve třech rovinách s FOV od 230 do 256 mm, šířkou vrstvy od 1 do 4 mm v závislosti na sekvenci. Postkontrastní vyšetření je možné doplnit o T1 SE FatSat sekvencí k posouzení orbit a lební báze, MR spektroskopii a PWI EPI. (Mechl, 2014, str. 22-24)

MRA Willisova okruhu slouží k zobrazení velkých mozkových tepen a jejich patologií jako jsou aneuryzmata, stenózy a další indikace. Uložení pacienta a rozsah na standardních sekvencích jsou shodné s již uvedeným nativním protokolem. Přidává se MRA TOF 3D sekvence, která je zasazena transversálně šikmo s rozsahem od foramen occipitale magnum alespoň po strop III. mozkové komory.

Pro zobrazení se užívají v transversální rovině T2 TSE (možnost alternativního použití T2 a PD TSE), FLAIR, GRE T2* (možnost alternativního použití T2 SWI), TOF 3D MOTSA MRA (sklon šikmo podél lební báze) sekvence; v sagitální rovině T1 SE. Parametry MRA TOF 3D jsou FOV od 200 do 220 mm s vrstvou 0,7 mm. Volitelnými sekvencemi jsou T2 TSE 3D a PC 3D MRA. (Mechl, 2014, str. 26-27,30)

MRA zobrazení venózních splavů slouží k zobrazení velkých mozkových žil a splavů a jejich patologií jako jsou trombózy. Uložení pacienta a rozsah na standardních sekvencích jsou shodné s již uvedeným nativním protokolem. Přidává se MRA TOF 2D sekvence, která je zasazena koronálně s rozsahem od předního okraje sedla dorzálně, okcipitálně musí být zachycena kalva. Anatomicky musí být zachyceny všechny velké splavy.

Pro zobrazení se užívají v transversální rovině T2 TSE (možnost alternativního použití T2 a PD TSE), FLAIR, GRE T2* (možnost alternativního použití T2 SWI), DWI EPI s vytvořením ADC map; v sagitální rovině T1 SE a PC 2D MRA; v koronální rovině TOF 2D venózní MRA (možnost alternativního použití T1 SE) sekvence. Je i možnost použití postkontrastní T1 GRE 3D s multiplanární rekonstrukcí ve třech rovinách. Parametry TOF 2D jsou FOV 220 mm s šířkou vrstvy 3 mm (Mechl, 2014, str. 28-30)

Ve specifických indikacích je možné rozšířit nativní protokol MR mozku o další zobrazovací sekvence. Specifickými indikacemi mohou být:

Roztroušená mozkomíšní skleróza a jiná demyelinizační onemocnění se sekvencemi FLAIR nebo T2 TSE v sagitální rovině a možností volitelných sekvencí – FLAIR 3D v sagitální rovině a SE T1 postkontrastně. S parametry FOV od 230 do 270 mm s vrstvou od 1 do 3 mm v závislosti na zvolené sekvenci. (Mechl, 2014, str. 40, 42)

Epilepsie se sekvencemi T1 GRE 3D s multiplanární rekonstrukcí ve třech rovinách, FLAIR nebo T2 TSE v koronální rovině (sklon kolmo na dlouhou osu hippocampu) a možností volitelných sekvencí – MR spektroskopie a true IR T1 v koronální rovině. S parametry FOV od 210 do 260 mm s vrstvou od 1 do 3 mm v závislosti na zvolené sekvenci. (Mechl, 2014, str. 40, 43)

Hledání zdroje krváčení se sekvencemi SWI (alternativně T2* GRE), SE T1, T1 GRE 3D postkontrastně a možností volitelných sekvencí – TOF 3D MOTSA MRA tepen, TOF 2D MRA žil v koronální rovině a GRE T1 2D. (Mechl, 2014, str. 41)

4.2 Protokoly pro vyšetření páteřního kanálu

Pro oblast páteřního kanálu je také možné vybrat z různých protokolů. U 3T přístrojů je nejužitečnější vyšetření krční páteře.

Krční páteř má protokol, který slouží k zobrazení krční páteře a jejích patologií jako jsou degenerativní, demyelinizační onemocnění, traumata a další indikace. Pacient u vyšetření leží v poloze na zádech bez bočního zakřivení páteře s fixací hlavy. Užívá se povrchová nejlépe multikanálová cívka. Rozsah vyšetřované oblasti závisí na rovině zobrazení:

sagitální rovina – kraniálně od IV. mozkové komory, laterálně musí být zobrazeny transversální výběžky obratlů, sklání se rovnoběžně s průběhem páteře;

transverzální rovina – rozsah je standardně od přechodu obratlů C4 a C5 po přechod C7 po Th1, který by měl být zobrazen celý, vrstvy jsou vedeny rovnoběžně s meziobratlovými prostory;

koronální rovina – rozsah zobrazuje páteřní kanál a obratlová těla, prevertebrální prostor a supraklavikulární oblasti, vrstvy jsou vedeny rovnoběžně s dlouhou osou krční páteře.

Pro zobrazení je důležité užití alespoň tří diagnostických sekvencí v kombinaci sagitálních a transversálních vrstev. Základně užívanými sekvencemi jsou v sagitální rovině T1 TSE, T2 TSE, T2 STIR sekvence a GRE T2* v transversální rovině. Při použití KL se provádí ještě postkontrastně T1 sekvence v sagitální rovině. V závislosti na sekvencích se FOV pohybuje od 180 do 280 mm, šířka vrstvy od 3 do 4 mm. (Mechl, 2014, str. 44-46)

5 Význam 3T MR v diagnostice mozku a páteřního kanálu

K diagnóze patologie v neuroradiologii je možné vybrat z množství rozdílných vyšetřovacích postupů. Svě uplatnění zde stále nachází konvenční radiologie v podobě prostých a speciálních projekcí. Se zvyšující se dostupností CT se zvyšuje i její užití, především u akutních stavů. Nejpřesnějším postupem je vyšetření pomocí MR, které se také postupně stává dostupnější. Především u kojenců je pak možnost využití ultrasonografie. (Heřman, 2014, str. 178)

5.13T MR ve srovnání s 1,5T MR

Běžně užívanými přístroji jsou 1,5T MR, které podle dat z roku 2017 tvořily 60 % prodaných přístrojů, 30 % byly 3T přístroje a v 6% zastoupení byly přístroje s hodnotami nižšími než 1,5T. (Graves, 2022, str.1)

Se zvyšující se intenzitou magnetického pole dochází k několika změnám. Velkou výhodou je zvýšení poměru S/Š, což má za následek zvýšenou konečnou kvalitu obrazu. (Obr. 3-5) Možností je také vyměnit zvýšený S/Š za vyšší prostorové rozlišení, alternativou je výměna za kratší dobu vyšetření. Díky zvýšenému signálu je také možnost detailnějšího zobrazení (čehož se využívá například u podezření na roztroušenou mozkomíšni sklerózu) a zmenšení šířky vrstev, v tomto případě se však prodlouží čas potřebný k vyšetření. Nevýhodou zvýšeného S/Š je, že zvýšený signál nemají pouze tkáně, u kterých je tento jev chtěný, ale také artefakty.

Další změnou je prodloužení času T1, to má za následek nižší kontrast u T1 vážené sekvence. Výhoda však je při TOF MRA vyšetření mozku, kdy je lepší kontrast mezi cévami a pozadím. Při použití kontrastních látek na bázi gadolinia je možné pozorovat větší zkrácení T1 času po kontrastu. To se projevuje zlepšeným kontrastem mezi nádorem a mozkovou tkání a lepší kvalitou obrazu při MRA s použitím kontrastní látky. (Graves, 2022, str. 1-2) Naopak T2 čas se zkracuje. Při vyšším poli se zesiluje efekt susceptibility, což má negativní vliv na kvalitu obrazu. Snížení času T2 je výhoda pro fMRI používající metodu BOLD, která je tohoto jevu schopna pozitivně využít k lepší detekci malých signálových změn. (Tintěra, 2008, str. 236)

Mezi nevýhody patří výraznější chemický posun a tím pádem výraznější artefakt s ním spojený. Posun mezi vodou a tukem může být až několik pixelů, například při posunu o 1,8 pixelu u 1,5 T bude posun u 3T MR o 3,6 pixelů. (Graves, 2022, str. 6) U vyššího magnetického pole dochází k růstu SAR, u 3T je SAR čtyřnásobně větší oproti 1,5 MR. Tento jev je však možné zmenšit volbou vhodné sekvence. (Tintěra, 2008, str. 236)

Možným nebezpečím může být také zvýšené riziko úrazu u 3T MR z důvodu silnějšího magnetického pole, což může mít význam u volných kovových předmětů jako jsou zapomenuté nůžky, pinzety, lůžko a podobně. Tyto předměty jsou tedy přitahovány dvakrát silnějším polem. Co se týká kovových implantátů, tak by pacienti nebyli puštěni jak na 3T, tak ani na nižší 1,5T MR, není totiž pravděpodobné, že by byly implantáty bezpečné v nižším poli, ale ne ve vyšším. (Žižka, 2015, str. 12)

Co se týče MR vyšetření CNS, tak má 3T MR největší uplatnění v zobrazení mozku a krční páteře, kde využívá lepšího poměru S/Š k lepšímu kontrastu na MRA při užití KL. Vyšší magnetické pole však už není tak výhodné u zobrazení hrudní a bederní páteře, kde je příliš velký nárůst SAR a artefakty vzniklé z pulzace mozkomíšního moku. (Žižka, 2015, str. 18)

Díky vyššímu rozlišení a citlivosti se užívá 3T MRI i mimo neuroradiologii. Například v oblasti muskuloskeletálního systému, kde je velké využití u vyšetření kolenního kloubu. Oproti 1,5T jsou na 3T lépe rozpoznatelné vazivové struktury kolene, jsou lépe zobrazeny malé detaily tkání, anatomie a patologie kloubů je zobrazena lépe, což přispívá k lepšímu zhodnocení, dále také edém kostní dřevě je lépe zobrazen, díky tomu se zvyšuje diagnostická přesnost. (Shapiro, 2010, str. 2) V abdominální oblasti je 3T pole výhodnější pouze v určitých indikacích jako je MR cholangiografie nebo například MR enterografie (především na postkontrastních skenech). Dalším využitím je zobrazování v oblasti malé pánve u diagnostiky tumorů vaječníků, nebo u mužů u detekce drobných nádorů prostaty, kde je však kvalita 3T srovnatelná s 1,5 polem, musí se zde však použít endorektální cívka. V oblasti vyšetření srdce nese vyšší pole velkou výhodu u tzv. sekvence RF tagging. (Žižka, 2015, str. 18-19)

Tab. 5.1 Přehled rozdílů mezi 3T MR a 1,5 MR

3T	1,5T
Větší poměr S/Š	Menší poměr S/Š
Delší T1 relaxační čas	Kratší T1 relaxační čas
Kratší T2 relaxační čas	Delší T2 relaxační čas
Větší citlivost na změny T2*	Menší citlivost na změny T2*
Větší SAR	Menší SAR
Vyšší RF interference způsobující nehomogenity v abdominální oblasti	Nižší RF interference způsobující nehomogenity v abdominální oblasti
Vyšší rozlišení u MR spektrometrie	Nižší rozlišení u MR spektrometrie
Větší prostorová rozlišovací schopnost	Menší prostorová rozlišovací schopnost
Větší chemický posun	Menší chemický posun
Kratší doba vyšetření	Delší doba vyšetření

(Vlastní zpracování)

5.23T MR ve srovnání s CT

CT (výpočetní tomografie) je zobrazovací metodou využívající ionizující záření. Zdrojem záření je rentgenka, záření je po průchodu pacientem detekováno detektory naproti rentgenky. Ze získaných dat se později rekonstruuje obraz vyšetřované vrstvy. Dnes se užívají převážně přístroje s několika řadami detektorů tzv. MDCT (multi-detector CT). Podle zeslabení prošlého záření pacientem se výsledný obraz hodnotí podle denzit. Denzita se udává v Hounsfieldových jednotkách (HU), které vycházejí s Hounsfieldovy škály od -1000 do +3096 HU. Celková stupnice je tedy rozdělena do celkového počtu 4096 kontrastů. Podle vyšetřované oblasti se dá zaměřit na konkrétní část škály pomocí oken, například měkkotkáňové okno. (Heřman, 2014, str. 21-22)

Jak magnetická rezonance, tak výpočetní tomografie s sebou nesou několik výhod i nevýhod. Každá metoda je podle svých indikací a kontraindikací vhodná pro jiná vyšetření. Hlavním rozdílem je bezpečnost, MR je metodou využívající neionizující záření na rozdíl od CT.

Již je dokázáno, že vysoké dávky ionizujícího záření zvyšují u pacientů pravděpodobnost vzniku rakoviny, některé studie nacházejí tuto souvislost také při užití nižších dávek. (Power, 2016, str. 903) Je nutné mít na paměti, že u vzniku nemocí spojených s radiační dávkou nezáleží pouze na jednorázové dávce, kdy jsou důležité deterministické účinky, ale také účinky stochastické. Deterministické také prahové účinky vznikají při překročení určité hodnoty ve tkáni nebo orgánu například akutní nemoc z ozáření, vzhledem

k vyšší diagnostické dávky při vyšetření se s nimi v podstatě nesetkáváme. Naopak stochastické nebo také bezprahové účinky vznikají později za života a každá i velmi malá dávka může přispět k jejich vzniku, příkladem mohou být již zmíněné nádory nebo také genetické změny. (Heřman, 2014, str. 11) Zamezením vzniku těchto účinků je v praxi užití tzv. principu ALARA (as low as reasonably achievable), to znamená, že zvolená dávka musí být co nejnižší při zachování adekvátní diagnostické hodnoty. (Kalender, 2014, str. 147) Dávky při CT se mohou lišit podle vyšetřované oblasti, např. průměrná dávka pro hlavu je 2,2 mSV, pro krk 2,6 mSV a pro míchu 3,1 mSV. Tyto dávky vychází ze studie z roku 2008, které se účastnilo 10 evropských zemí. (Kalender, 2014, str. 140)

Dalším rozdílem je riziko pro děti. Během posledních 20 let je možné sledovat nárůst vyšetření pomocí CT u dětí. U pediatrických pacientů je větší pravděpodobnost vzniku nádorových onemocnění než u dospělých jedinců. Jedním z důvodů je, že děti jsou citlivější na ionizující záření. Obavou není jen zvýšená radiosenzitivita, ale také mají delší očekávanou dobu života, což zvyšuje riziko vzniku rakoviny. (Miglioretti, 2013, str. 701) Zvláštní obezřetnost je také nutná při vyšetřování těhotných pacientek, kde obecně CT představuje vyšší riziko než MR. Ačkoliv k těžkému postižení plodu malformací, nebo mentálním postižením by u diagnostického ozáření plodu při vyšetření matky nemělo dojít stále zde existuje riziko vzniku rakoviny. Dané riziko se odvíjí od užití dávky a vyšetřované oblasti. Podle britských pokynů by neměla být překročena dávka 100 mGy, podle amerických pokynů je tato dávka 50 mGy. Všeobecným doporučením je, co největší snížení dávky při vyšetření, CT by mělo být indikováno pouze pokud není jiná přijatelná alternativa. (Wiles, 2022, str. 3)

Při rozhodování o využití CT nebo MR se musí především zohlednit vyšetřovaná oblast, MR je skvělou metodou pro vyšetření tkání s vysokým obsahem vody, jako jsou měkké tkáně, parenchymatózní orgány, tělní tekutiny (mozkomíšni mok, moč, žluč, krev). Na druhou stranu CT je první volbou u kompaktní kosti a kalcifikací, které jsou díky nízkému počtu jader vodíku na MR obraze asignální. (Vomáčka, 2015, str. 57)

Mezi hlavní indikace v MR diagnostice mozku patří: onemocnění bílé hmoty (jako je roztroušená mozkomíšni skleróza), malformace cév, detekce krvácení pomocí metabolitů, záněty, některá onkologická onemocnění, epilepsie, angiografie a mozková ischemie.

Patologické nálezy se hodnotí obdobně jako u CT vyšetření. Mezi tyto nálezy se řadí například deformace mozkových komor, dislokace mozkových komor a jiné změny jako edém. Při srovnání užití CT a MR je CT voleno především u akutních stavů, jako jsou úrazy a cévní mozkové příhody. Velkou úspěšnost má v diagnostice onkologických onemocnění, kde prokáže

zhruba 90 % nádorů, v diagnostice kalózního tělesa, hypofýzy a mozkového kmene už však výsledky nejsou tak jednoznačné. MR je lepší v diagnostice patologií bílé hmoty mozkové. (Nekula, 2007, str. 40-42)

Mezi hlavní indikace v MR diagnostice páteřního kanálu patří: patologie míchy (jako traumata, záněty a jiné anomálie), patologie páteřního kanálu, onemocnění meziobratlových plotének (jako jsou výhřezy), stavy po operacích páteře, úrazy, záněty, onkologická onemocnění kostí.

Patologické nálezy na CT páteřního kanálu, a především míchy se zobrazí pouze po aplikaci KL do subarachnoidálního prostoru. CT nese výhodu ve zobrazování kompakty kostí, kterou zobrazí lépe než MR. MR je však výhodnější v zobrazení kostní dřevě a onemocněních páteřního kanálu. (Nekula, 2007, str. 51-52)

Tab. 5.3 Přehled rozdílů mezi MR a CT

MR	CT
Bez použití ionizačního záření	S použitím ionizačního záření
Nižší riziko u vyšetření dětí	Vyšší riziko u vyšetření dětí
Nižší riziko u gravidních pacientek	Vyšší riziko u gravidních pacientek
Lepší pro vyšetření tkání s vysokým obsahem vody	Lepší pro vyšetření kompaktní kosti a kalcifikací
Delší doba vyšetření	Kratší doba vyšetření
Nevoleno u akutních stavů	Voleno spíše u akutních stavů

(Vlastní zpracování)

ZÁVĚR

V průběhu mé bakalářské práce jsem se zaměřila na význam 3T MR v diagnostice mozku a páteřního kanálu. Díky pokročilým technologickým inovacím a vyššímu elektromagnetickému poli se 3T MR stala v diagnostice onemocnění CNS důležitým nástrojem. Věnovala jsem se důležitým aspektům 3T pole, jako jsou zvýšení poměr signál/šum, zvýšené prostorové rozlišení, zkrácení doby potřebné pro dokončení vyšetření a celkové zlepšení kvality obrazu, které vedou k lepší detekci patologických procesů, což vede k lepší diagnóze a poté k přesnější léčbě. Díky 3T MR je možné identifikovat strukturální změny v mozku a míše, které jsou spojeny například s neurologickými poruchami, onkologickými onemocněními, demyelinizačními a degenerativními onemocněními.

Význam 3T MR je patrný především v diagnostice mozku a krční páteře, kde s sebou vyšší magnetické pole nese větší výhody pro diagnostiku. Mimo neuroradiologii je také výborná u vyšetření muskuloskeletálního systému, cholangiografie a enterografie v abdominální oblasti a v oblasti malé pánve v diagnostice tumorů vaječníků a drobných nádorů prostaty, využití nachází také v kardiologii.

Nicméně, výhody vyššího magnetického pole nejsou bez omezení a přinášejí také několik nevýhod, které jsem v této práci také zmínila. Mezi hlavní nevýhody patří větší náchylnost k artefaktům a zvýšený SAR. Oproti odlišným zobrazovacím metodám je nutné zmínit také mnohem delší čas vyšetření a nedostupnost MR ať už z důvodu absence přístrojů v menších nemocnicích nebo dlouhé čekací doby pro pacienty, pokud se nejedná o urgentní případ. V posledních letech se však počty MR přístrojů nadále zvyšují a proto doufám, že tyto nevýhody nebudou v budoucnosti problémem.

Na základě mého průzkumu ve významu 3T MR lze říci, že vyšší magnetické pole je významným krokem vpřed v oblasti neurodiagnostiky. Podle mě přínosy, které tato technologie přináší převyšují určitá rizika spojená s vyšetřením a nevýhody. 3T MR přináší zlepšení diagnostiky a také tedy zlepšuje plánování léčby onemocnění CNS, což v konečném důsledku zlepšuje kvalitu života pacientů. Těším se na budoucí výzkum a inovace v této oblasti.

REFERENČNÍ SEZNAM

BRUNO, Frederico, Francesco ARRIGONI, Silvia MARIANI, et al., 2019. Application of diffusion tensor imaging (DTI) and MR-tractography in the evaluation of peripheral nerve tumours: State of the art and review of the literature. *Acta Biomedica* [online]. **90**(5-S), 68-76 [cit. 2023-02-27]. ISSN 2531-6745. Dostupné z: doi:10.23750/abm.v90i5-S.8326

EMA's final opinion confirms restrictions on use of linear gadolinium agents in body scans, 2017. *European Medicines Agency: Science Medicine Health* [online]. Amsterdam, 21. 7. 2017 [cit. 2023-08-03]. Dostupné z: <https://www.ema.europa.eu/en/news/emas-final-opinion-confirms-restrictions-use-linear-gadolinium-agents-body-scans>

GRAVES, Martin John, 2022. 3 T: the good, the bad and the ugly. *The British Journal of Radiology* [online]. **95**(1130), 11 [cit. 2023-03-06]. ISSN 0007-1285. Dostupné z: doi:10.1259/bjr.20210708

GROVER, Vijay P.B., Joshua M. TOGNARELLI, Mary M.E. CROSSEY, I. Jane COX, Simon D. TAYLOR-ROBINSON a Mark J.W. MCPHAIL, 2015. Magnetic Resonance Imaging: Principles and Techniques. *Journal of Clinical and Experimental Hepatology* [online]. **5**(3), 246-255 [cit. 2023-02-07]. ISSN 09736883. Dostupné z: doi:10.1016/j.jceh.2015.08.001

GRUBER, Bernhard, Martijn FROELING, Tim LEINER a Dennis W.J. KLOMP, 2018. RF coils: A practical guide for nonphysicists. *Journal of Magnetic Resonance Imaging* [online]. **48**(3), 590-604 [cit. 2023-02-05]. ISSN 10531807. Dostupné z: doi:10.1002/jmri.26187

HAO, Dapeng, Tao AI, Frank GOERNER, Xuemei HU, Val M. RUNGE a Michael TWEEDLE, 2012. MRI contrast agents: Basic chemistry and safety. *Journal of Magnetic Resonance Imaging* [online]. **36**(5), 1060-1071 [cit. 2023-02-22]. ISSN 10531807. Dostupné z: doi:10.1002/jmri.23725

HEŘMAN, Miroslav a kolektiv, 2014. *Základy radiologie*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-2901-4.

IBRAHIM, Ibrahim a Jaroslav TINTĚRA, 2013. TEORETICKÉ ZÁKLADY POKROČILÝCH METOD MAGNETICKÉ REZONANCE NA POLI NEUROVĚD. *Česká radiologie* [online]. **67**(1), 9-18 [cit. 2023-02-27]. ISSN 1210-7883. Dostupné z: <http://cesradiol.cz/detail.php?stat=409>

KALENDER, Willi A, 2014. Dose in x-ray computed tomography. *Physics in Medicine and Biology* [online]. **59**(3), R129-R150 [cit. 2023-03-08]. ISSN 0031-9155. Dostupné z: doi:10.1088/0031-9155/59/3/R129

KARLSSON, Erik B., 2000. The Nobel Prize in Physics 1901-2000. The Nobel Prize [online]. Stockholm [cit. 2023-03-20]. Dostupné z: <https://www.nobelprize.org/prizes/themes/the-nobel-prize-in-physics-1901-2000/>

Kontrastní látky obsahující gadolinium: konečné stanovisko EMA, 2017. *SÚKL: Státní útvar pro kontrolu léčiv* [online]. Praha, 26. 7. 2017 [cit. 2023-08-03]. Dostupné z:

<https://www.sukl.cz/kontrastni-latky-obsahujici-gadolinium-konecne-stanovisko>

MIGLIORETTI, Diana L., Eric JOHNSON, Andrew WILLIAMS, et al., 2013. The Use of Computed Tomography in Pediatrics and the Associated Radiation Exposure and Estimated Cancer Risk. *JAMA Pediatrics* [online]. 167(8) [cit. 2023-03-08]. ISSN 2168-6203. Dostupné z: doi:10.1001/jamapediatrics.2013.311

MECHL, Marek, Jaroslav TINTĚRA a Jan ŽIŽKA, c2014. *Protokoly MR zobrazování*. Praha: Galén, 103 s. ISBN 978-80-7492-109-4.

MECHL, Marek, Jan ŽIŽKA, Jaroslav TINTĚRA, Josef VYMAZAL a Ludovít KLZO, 2010. Kontraindikace a rizika vyšetření pomocí magnetické rezonance. *Česká radiologie* [online]. 64(1), 39-75 [cit. 2023-04-02]. ISSN 1210-7883. Dostupné z: <http://cesradiol.cz/detail.php?stat=268>

NEKULA, Josef a Jana CHMELOVÁ, 2007. *Základy zobrazování magnetickou rezonancí*. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, Zdravotně sociální fakulta. ISBN 978-80-7368-335-1.

POWER, Stephen P, Fiachra MOLONEY, Maria TWOMEY, Karl JAMES, Owen J O'CONNOR a Michael M MAHER, 2016. Computed tomography and patient risk: Facts, perceptions and uncertainties. *World Journal of Radiology* [online]. 8(12) [cit. 2023-03-08]. ISSN 1949-8470. Dostupné z: doi:10.4329/wjr.v8.i12.902

Přístrojové vybavení zdravotnických zařízení ČR v roce 2021 [online], 2022. Praha: Ústav zdravotnických informací a statistiky ČR, 1. 12. 2022, číslo A03/2022 [cit. 2023-04-10]. Dostupné z: <https://www.uzis.cz/res/f/008421/ai-2022-03-t1-pristrojove-vybaveni-zz-2021.pdf>

SEDLÁŘ, Martin, Erik STAFFA a Vojtěch MORNSTEIN, 2014. *Zobrazovací metody využívající neionizující záření* [online]. Brno: Masarykova univerzita [cit. 2023-01-31]. ISBN 978-80-210-7156-8. Dostupné z: https://www.med.muni.cz/biofyz/zobrazovacimetody/files/zobrazovaci_metody.pdf

SHAPIRO, Lauren, Ernesto STAROSWIECKI a Garry GOLD, 2010. Magnetic Resonance Imaging of the Knee: Optimizing 3 Tesla Imaging. *Seminars in Roentgenology* [online]. 45(4), 238-249 [cit. 2023-04-17]. ISSN 0037198X. Dostupné z: doi:10.1053/j.ro.2009.12.007

The Nobel Prize in Physiology or Medicine 2003, 2003. *The Nobel Prize* [online]. Stockholm, 6. 10. 2003 [cit. 2023-04-16]. Dostupné z: <https://www.nobelprize.org/prizes/medicine/2003/summary/>

TINTĚRA, Jaroslav, 2008. MR ZOBRAZOVÁNÍ S MAGNETICKÝM POLEM 3 T: TEORETICKÉ ASPEKTY A PRAKTICKÁ SROVNÁNÍ S 1,5 T. *Česká radiologie* [online]. 62(3), 233-243 [cit. 2023-03-06]. ISSN 1210-7883. Dostupné z: <http://cesradiol.cz/detail.php?stat=190>

TINTĚRA, Jaroslav, 2017. KLINICKÉ SYSTÉMY MAGNETICKÉ REZONANCE: VÝVOJ ZA POSLEDNÍCH 30 LET A NOVÉ TRENDY. *Česká radiologie* [online]. 71(4),

243-259 [cit. 2023-02-15]. ISSN 1210-7883. Dostupné z:
<http://cesradiol.cz/detail.php?stat=616>

VOMÁČKA, Jaroslav a kol., 2015. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. Druhé, doplněné vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-4508-3.

WILES, Rebecca, Beth HANKINSON, Emily BENBOW a Andrew SHARP, 2022. Making decisions about radiological imaging in pregnancy. *BMJ* [online]. 2022, /bmj/377/bmj-2022-070486.atom [cit. 2023-03-08]. ISSN 1756-1833. Dostupné z: doi:10.1136/bmj-2022-070486

XIAO, Yu-Dong, Ramchandra PAUDEL, Jun LIU, Cong MA, Zi-Shu ZHANG a Shun-Ke ZHOU, 2016. MRI contrast agents: Classification and application (Review). *International Journal of Molecular Medicine* [online]. **38**(5), 1319-1326 [cit. 2023-02-08]. ISSN 1107-3756. Dostupné z: doi:10.3892/ijmm.2016.2744

YAMADA, Kei, Koji SAKAI, Kentaro AKAZAWA, Sachiko YUEN a Tsunehiko NISHIMURA, 2009. MR Tractography: A Review of Its Clinical Applications. *Magnetic Resonance in Medical Sciences* [online]. 8(4), 165-174 [cit. 2023-03-20]. ISSN 1880-2206. Dostupné z: doi:10.2463/mrms.8.165

ŽIŽKA, Jan, Jaroslav TINTĚRA a Marek MECHL, [2015]. *Protokoly MR zobrazování: pokročilé techniky*. Praha: Galén, 163 s. ISBN 978-80-7492-179-7.

SEZNAM PŘÍLOH

Obrázek 1: Vyšetření mozku v transverzální rovině

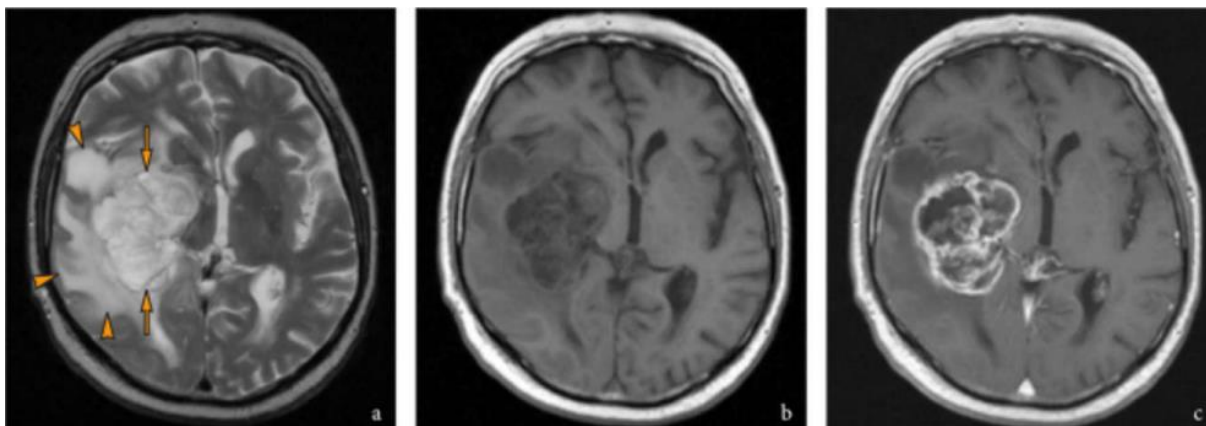
Obrázek 2: MR traktografie

Obrázek 3: Srovnání 1,5 T a 3T u vyšetření mozku

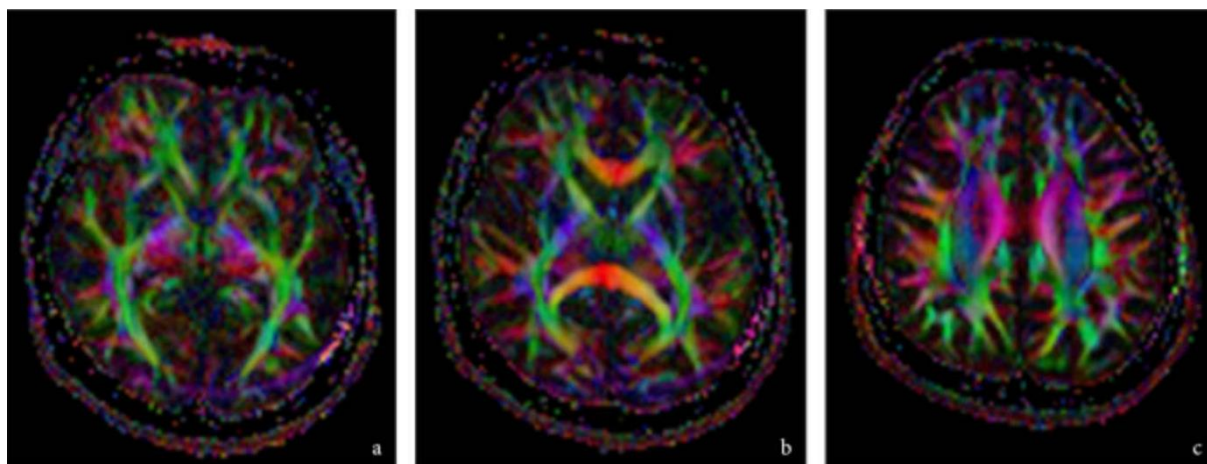
Obrázek 4: MR vyšetření C páteře na 3T MR

Obrázek 5: MR vyšetření C páteře na 1,5T MR

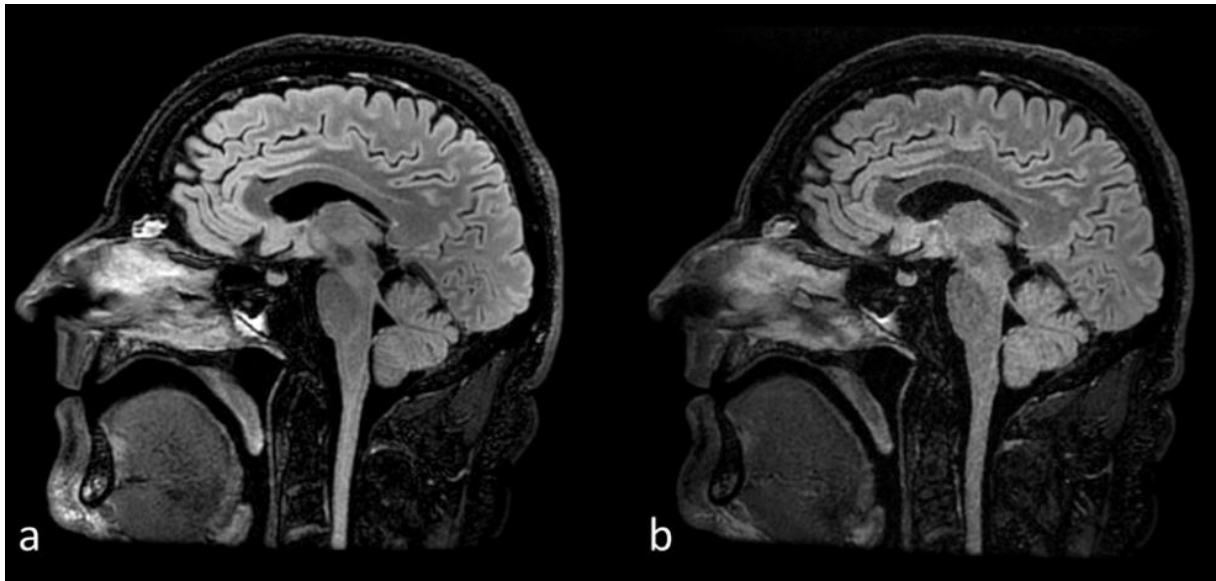
PŘÍLOHY



Obr. 1: Vyšetření mozku v transversální rovině, v pravé mozkové hemisféře se nachází glioblastom, a) T2 nativně, glioblastom s edémem je vůči normální tkáni hypersignální, b) T1 nativně, glioblastom je vůči normální tkáni hyposignální, septa glioblastomu jsou izosignální, c) T1 s KL, ve srovnání s nativní T1 došlo ke zvýraznění sept glioblastomu, centrální části a edém jsou hyposignální
Zdroj: (Heřman, 2014, str.28)



Obr. 2: MR traktografie v transversální rovině
Zdroj: (Heřman, 2014, str. 32)



Obr. 3: Srovnání 1,5 T a 3T u vyšetření mozku, zlepšení poměru S/Š u FLAIR sekvence při zachování stejných parametrů, a) snímek pořízený na 3T MR, b) snímek pořízený na 1,5 MR

Zdroj: (Graves, 2022, str. 2)



Obr. 4: MR vyšetření C páteře v sagitální rovině na 3T MR (T2 v.o.)

Zdroj:

<https://www.mriclinicalcasemap.philips.com/global/case/77/i>



Obr. 5: MR vyšetření C páteře v sagitální rovině na 1,5T MR (T2 v.o.)

Zdroj:

<https://www.mriclinicalcasemap.philips.com/global/case/75/i>