

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD
Ústav radiologických metod

Artur Koval

Sekvence při zobrazování MR

Bakalářská práce

Vedoucí práce: MUDr. Vojtěch Prášil

Olomouc 2020

Anotace bakalářské práce

Název práce: Sekvence při zobrazování MR

Název práce v AJ: Sequences in magnetic resonance imaging

Datum zadání: 2019-11-20

Datum odevzdání: 2019-06-13

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

Autor práce: Artur Koval

Vedoucí práce: MUDr. Vojtěch Prášil

Oponent práce: MUDr. Jiří Kozák

Abstrakt v ČJ:

Cílem této práce je sumarizovat základní vyšetřovací sekvence magnetické rezonance. Na začátku probereme pojem „rezonance“ spolu s principem magnetické rezonance jako takové, přiblížíme si princip některých sekvencí, rekonstrukce obrazu nebo hardware přístroje. Postupně se u jednotlivých sekvencí seznámíme s obecnými indikacemi, uložením pacienta a s anatomickým rozsahem včetně provedení. Nedílnou součástí jsou základní parametry jako typ, orientace nebo pracovní název sekvence, u kterého vycházíme z názvů výrobce Siemens, a je vždy zmíněn kurzívou v závorce za sekvencí.

Abstrakt v AJ:

The intention of this work is to summarize the basic magnetic resonance sequences. At the start we shall discuss the concept of „resonance“ together with the tenets of MR as such, we will look closer on specific sequencies, image reconstruction and also on the machine hardware. We will gradually apprise with basic indications of each sequence, positioning of patients together with anatomical extent including execution of each sequence. This work also includes the essential parameters such as the type, orientation or work term of each sequence which are based on the terms from the Siemens producer.

Klíčová slova v ČJ:

Magnetická rezonance, sekvence magnetické rezonance, princip magnetické rezonance, MR hlavy, MR páteře, MR kloubů, MR jater, MRCP, MR plodu, MR prsu

Klíčová slova v AJ:

Magnetic resonance, magnetic resonance sequences, principle of magnetic resonance, MR of the head, MR of the spine, MR of joints, MR of the liver, MRCP, MR of the fetus, Breast MR

Rozsah: 33 s.

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracoval samostatně a použil jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc 13. června 2020

.....

podpis

Děkuji MUDr. Vojtěchu Prášilovi, za odborné vedení bakalářské práce.

Sekvence při zobrazování MR

1. Úvod.....	6
1.0 Historie.....	8
1.1 Vznik magnetického momentu	8
1.2 Měření magnetického momentu tkáně	9
1.3 Rezonance.....	9
1.4 T_1 a T_2 relaxační čas	10
1.5 Složení magnetické rezonance	11
1.6 Rekonstrukce MR obrazu.....	12
1.7 Kontrastní látky	14
2.0 Sekvence magnetické rezonance	14
2.1 Úvod	14
2.2 Princip základních sekvencí	16
2.3 Mozek nativně.....	17
2.4 Další indikace	18
2.5 Mozek s kontrastní látkou	19
2.6 MR angiografie Willisova okruhu.....	20
2.7 Venózní MR angiografie.....	20
2.8 Turecké sedlo – hypofýza	21
2.9 Orbita	22
3.0 Krční páteř	22
3.1 Hrudní páteř.....	23
3.2 Bederní páteř	24
3.3 Klouby.....	24
3.4 Játra a pankreas nativně.....	26
3.5 Játra a pankreas s kontrastní látkou.....	27
3.6 MR cholangiopankreatikografie	28
3.7 MR Plodu	28
3.8 MR Prsu.....	29
4.0 Závěr	30

1. Úvod

Magnetická rezonance je neinvazivní, stále se rozvíjející diagnostickou metodou s širokým polem působnosti. Největší přínos má v oblasti vyšetřování centrální nervové soustavy, pohybového aparátu, měkkých tkání ale i v oblasti onkologické diagnostiky. Její výhodou je nulová zátěž pro pacienta v porovnání s metodami využívající ionizující záření. Lze pomocí ní rozlišit patologické stavy, které doposud jiné modalitty neodhadly, s doplněním o další speciální protokoly. Může se jednat například o funkční zobrazování mozkové tkáně nebo angiografické metody bez nutnosti použití kontrastní látky.

Metoda jako taková je založená na měření magnetických momentů atomových jader. Využívá skutečnosti, že magnetické pole vzniká v okolí každé elektricky nabitě částice, která je v pohybu. Pracuje s účinkem magnetického pole na tkáň a se schopností částic absorbovat energii elektromagnetického vlnění s frekvencí, jakou mají ony samy. Pro tyto účely využíváme konkrétně protony mající kladný náboj. Stěžejní jsou vlastnosti jako rotační pohyb protonu kolem své osy neboli spin, a jejich lichý počet v jádře atomu. První vlastnost zaručuje právě vznik magnetického pole a druhá, že vzniklý magnetický moment bude zachován. Tkáň se běžně mimo silné magnetické pole chová zcela inertně a nevykazuje úhrnný magnetický moment vlivem nahodilého uspořádání rotačních os protonů.

Cílem této práce je shrnout základní vyšetření na magnetické rezonanci a jejich sekvence. V úvodu si rozebereme základní principy jako vznik a měření magnetického momentu nebo si popíšeme pojmy rezonance a relaxační čas. Stručně se zmíníme o složení samotného přístroje a o složité rekonstrukci obrazů. Nakonec dostanou slovo kontrastní látky.

Druhá kapitola se již dotkne tématu vyšetřovacích sekvencí, v úvodu charakterizujeme ty nejdůležitější a popíšeme je z hlediska obecného i principiálního. Následují konkrétní vyšetřovací protokoly, začneme kategorií centrální nervové soustavy, mozkiem nativně počínaje a speciálními protokoly na orbity konče. Centrální nervová soustava se promítá i nadále ve vyšetřeních páteře, od které se postupně dostaneme k pohybovému aparátu, konkrétně kloubům. Neposlední oblast se bude týkat jater a MR cholangiopankreatikografie. Závěrem popíšeme vyšetření plodu a prsu.

Jednotlivých a speciálních vyšetření magnetickou rezonancí je nespočet a není možné v této práci obsáhnout všechny. Převažovala tedy snaha zmínit pokud možno nejpoužívanější a základní.

Cíle této bakalářské práce:

Cíl 1: Souhrn základních vyšetření na magnetické rezonanci.

Cíl 2: Sumarizace dílčích sekvencí.

Cíl 3: Indikace a parametry jednotlivých vyšetření.

Před samotnou rešeršní činností byla prostudována tato literatura:

ŽIŽKA, Jan a Vlastimil VÁLEK. Moderní diagnostické metody. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1996. ISBN 80-7013-225-6.

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

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

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

Při vyhledávání informací byly použity databáze Medvik, MEDLINE a PubMed včetně internetového vyhledávače Google Scholar. Články byly vyhledávány v období od roku 1998 do současnosti.

1.0 Historie

První myšlenka o využití magnetických vlastností atomového jádra byla popsána někdy v letech 1920 rakouským fyzikem Wolfgangem Paulim. Magnetickou rezonanci poprvé popsal americký fyzik Isidor Rabi a za tento pokus později obdržel roku 1944 Nobelovu cenu. Pokusy na pevných látkách vyzkoušeli rok poté Felix Bloch a Edward Purcell a roku 1946 publikovali v *Physical Review* první klíčovou studii popisující jev magnetické rezonance. Za svůj výzkum získali v roce 1952 Nobelovu cenu. Až roku 1970 byla provedena první biologická snímání, která po sedmi letech vyústila v první snímky lidského těla, stalo se tak v laboratoři Raymonda Damadiana a jeho týmu. Rok 1980 dal posléze za vznik pojmu „zobrazování magnetickou rezonancí“. (Huettel, 2009, s. 15 – 21)

Vůbec první přístroj magnetické rezonance byl namontován roku 1987 v pražském Institutu Klinické a Experimentální Medicíny IKEM. Ten byl na svou dobu vybaven nadstandardním supravodivým magnetem s velikostí magnetické indukce 1,5T. (Tintěra, 2017)

1.1 Vznik magnetického momentu

Abychom přiměli tkáň vykazovat úhrnný magnetický moment, musíme ji vložit do silného magnetického pole. Tím docílíme, že se rotační osy protonů zorientují podle siločar vnějšího magnetického pole. Část protonů se orientuje **paralelně** (k jednomu pólu) a část **antiparalelně** (tedy ke druhému pólu).

Ano, ale pokud by na obou stranách byl přesný počet protonů, magnetický moment by se opět vykrátil a tkáň by působila na venek inertně. Tento jev se ale nestane, jelikož antiparalelní postavení je energeticky náročnější a takových protonů je proto vždy méně než paralelních. Tkáň nám začíná vykazovat svůj úhrnný magnetický moment.

Proton ve vnějším magnetickém poli si stále zachovává svůj spin a k tomuto pohybu se přidává i nový tzv. precesní pohyb (**precese**), kdy proton opisuje jakoby plášť kužele. Takové dva pohyby můžeme pozorovat například u káči. Tento pohyb nazýváme Larmorovou frekvencí a ovlivňují ji dva faktory: magnetické vlastnosti daného atomového jádra (přesněji gyromagnetický poměr) a intenzita vnějšího magnetického pole, udávána v jednotkách magnetické indukce – Tesla (T). (Žižka, 1996, s. 6)

Máme tedy paralelně a antiparalelně uspořádané protony, které vykonávají dva pohyby (spin a precesi). Těch paralelních je o něco málo více než polovina. Například 106 vs. 100 antiparalelních. Za výsledný úhrnný magnetický moment tkáně tedy zodpovídá 6 paralelních

protonů. Zbytek se jednoduše vzájemně vyruší. Ve výsledku jelikož má každá tkáň svůj charakteristický počet protonů, působí navenek rozdílnými magnetickými momenty. (Žižka, 1996, s. 7)

1.2 Měření magnetického momentu tkáně

Dospěli jsme do bodu, kdy umíme rozlišit magnetické momenty podle typu tkáně. Pro následné zobrazení je ale nutné tyto momenty přesně změřit.

Výsledný vektor magnetického momentu tkáně je rovnoběžný s vektorem vnějšího magnetického pole magnetu. Ten je ale tak velký, že nám jednoduše řečeno zakrývá magnetický moment tkáně. Představme si frontu lidí, každý má bílé tričko a na hrudníku číslo. Pokud stojí všichni ve frontě bokem k nám, nemáme šanci zjistit kdo jaké číslo vlastní. Směr fronty představuje směr vektoru magnetu a lidé s čísly představují tkáň. Abychom zjistili, kdo má jaké číslo, museli bychom účastníky fronty přinutit, aby se otočili čelem k nám. Tedy musíme vychýlit směr jejich úhnného vektoru magnetického momentu. (Žižka, 1996, s. 8)

1.3 Rezonance

Vychýlení tohoto úhnného vektoru docílíme tak, že protonům dodáme energii. Ale energii takovou, kterou dokáží absorbovat. Vyšleme tedy do tkáně **elektromagnetický impuls** (typ vlnění, které dokáže přenést energii). Aby byl impuls protony absorbován, musí mít frekvenci shodnou s Larmorovou frekvencí protonů. Pokud jsou frekvence shodné a dojde k absorpci, říkáme tomuto jevu **rezonance**.

Tímto docílíme dvou událostí:

Zaprvé dodaná energie otočí některé paralelně postavené protony do antiparalelního postavení, tím pádem se tyto protony opět začnou rušit a dojde k úbytku podélné magnetizace. Pořád nám ale nějaké protony zůstávají v převaze a jejich náhodný precesní pohyb začne být synchronní.

Zadruhé, jak bylo zmíněno výše, synchronizuje se původně náhodný precesní pohyb a protony začnou svými osami mířit v daném okamžiku stejným směrem. Z příkladu si můžeme vzpomenout na frontu, najednou jakoby někdo oslovil účastníky fronty a ti se k nám otočili

čelem. Výsledkem je **vznik vektoru příčné tkáňové magnetizace**, vektory tkáně se začnou orientovat kolmo na podélný magnetický vektor magnetu a my je najednou můžeme vidět (změřit). Jednoduše, tyto dva vektory jsou na sebe kolmé a nemohou tak jako doposud spolu splývat. Velikost vektoru příčné tkáňové magnetizace již umíme změřit. (Žižka, 1996, s. 8 – 9)

1.4 T_1 a T_2 relaxační čas

Pomalou se dostáváme k otázce T_1 a T_2 relaxačních časů, nejprve si ale pojďme vysvětlit, co se děje s protony po samotné **rezonanci**. Jakmile skončí působení elektromagnetického impulsu, začne tkáň postupně relaxovat. Protony v ní relaxují dvěma způsoby a to podélně a příčně.

Relaxace podélná: Protony bez dodávané energie začnou opouštět energeticky náročnější antiparalelní postavení a pomalu se vrací do paralelního. Tento proces nárůstu podélné magnetizace se neděje hned ale postupně, tudíž jej můžeme znázornit exponenciálně. Tento děj nazýváme **T_1 relaxační čas**. *Je to doba, kdy vektor podélné magnetizace získá zpět 63% své původní velikosti.* Neuvažujeme 100%, jelikož se jedná o exponenciální děj a ten trvá teoreticky nekonečně dlouho.

Relaxace příčná: Opět jakmile protonům přestaneme dodávat elektromagnetický impuls, začne slábnout jejich precesní pohyb a protony se nebudou pohybovat synchronně. Pomalu nám tak vymizí příčná magnetizace. Tento děj nazýváme **T_2 relaxační čas**. Definujme ho jako čas, kdy velikost příčné magnetizace klesne na 37% původní hodnoty.

Obecně je T_1 relaxační čas oproti T_2 relaxačnímu času asi dvakrát až desetkrát delší.

(V tkáních pro T_1 300 - 2000ms a pro T_2 30 – 150ms) Tkáň s vysokým obsahem tuku mají oba časy relativně krátké v důsledku toho, že molekuly tuku jsou oproti molekulám vody výrazně větší a ve svém prostředí se pohybují výrazně pomaleji. Pro proton je tedy mnohem snazší předat svou přebytečnou energii pomalejším molekulám tuku. V tukovém prostředí protony T_1 relaxují mnohem rychleji.

Protony v tukové tkáni stejně jako T_1 , také rychleji T_2 relaxují, zde je příčina podobná. Jelikož jsou tukové molekuly pomalejší, mohou delší dobu vytvářet nehomogenity v magnetickém poli a víc narušovat synchronní pohyby protonů. (Žižka, 1996, s. 10 – 11)

1.5 Složení magnetické rezonance

Začněme hlavní částí, tedy samotným magnetem, u kterého rozlišujeme 3 typy:

Permanentní magnety: jsou výhodné po stránce provozních nákladů, jelikož nepotřebují dodávku elektrické energie. I pořizovací náklady jsou nízké. Mají dokonce vyšší tkáňový kontrast, ale nedosahují tak dobré rozlišovací schopnosti jako supravodivé magnety. Je to kvůli nízkému magnetickému poli, které dosahuje maximální intenzity 0,3 Tesla. Poslední nevýhodou je jejich vysoká hmotnost. Již z názvu je patrné, že se nedají vypnout.

Odporové magnety: Pracují na principu elektromagnetu, kdy je magnetické pole vytvořeno protékajícím elektrickým proudem o vysoké intenzitě. Je zde zapotřebí silného chlazení jelikož silný proud indukuje velké množství tepla. Nevýhodou je značná spotřeba elektrické energie avšak tyto magnety jsou schopny produkovat vyšší intenzity magnetického pole. Vypnutí magnetického pole je zde velmi snadné protože jen stačí přestat dodávat elektrický proud.

Supravodivé magnety: Nejužívanější typ už jen pro svou schopnost vytvořit intenzitu magnetického pole 0,5 – 1,5 Tesla a tudíž dosažení vysoké rozlišovací schopnosti. Magnet je udržován v supravodivém stavu díky chladicímu médiu. Tím je kapalné helium o teplotě okolo -269°C . Tento systém chlazení je důvodem extrémně vysokých provozních nákladů, které ovšem nepřevažují kvalitu výsledného výstupu. Tento typ magnetu se dá vypnout ale za cenu vypaření kapalného helia, jehož následné doplnění je časově i finančně nákladné. (Nekula, 2007, s. 21)

Dalším nesmírně důležitým prvkem jsou radiofrekvenční cívky, mající odlišné funkce.

Volumové cívky: slouží jako jakási celotělová cívka upevněná v těle přístroje obkružující pacienta. Jejich hlavní a stěžejní funkcí je vysílání elektromagnetických pulsů o požadovaných frekvencích a vychylování magnetických momentů protonů z hlavního pole magnetu. Jinak řečeno excitují atomová jádra.

Gradientové cívky: jsou důležité v určení pozice a vlastností přicházejícího signálu v prostoru. Vytváří přídavná magnetická pole a tím narušují homogenitu magnetického pole hlavního magnetu ve třech navzájem kolmých rovinách x, y, z.

Vyrovnávací cívky: potlačují a vyhlazují nehomogenity hlavního magnetického pole magnetu. Dokonale homogenní magnetické pole je nutností pro kvalitní zobrazení dané vyšetřované oblasti. (Žižka, 1996, s. 30)

Povrchové cívky: jako jediné se liší způsobem užití. Tři výše zmíněné typy cívek jsou zabudované v těle přístroje, zatímco povrchové cívky přikládá radiologický asistent přímo na tělo pacienta v závislosti na typu vyšetření. Už jen z tohoto důvodu jsou tvarovány na

konkrétní části těla. Cívky slouží jako přijímací antény signálů z těla pacienta, mají za úkol snižovat poměr signál/šum.

„Hlavová cívka slouží především k vyšetření mozku, ale i rozsáhlejších celků obličejové části hlavy. Krční páteřní cívka se přikládá pacientovi na šíji a slouží k zobrazení krčního úseku páteře. Protože povrchové cívky nejsou schopny zachytit signály přicházející z větší hloubky, používá se pro zobrazení měkkých částí krku často speciální krční cívky přikládané zepředu.“ Často se tyto dvě cívky vyskytují jako jedna cívka kombinovaná.

Páteřní cívka: vzhledem k pokrývající délce 30 – 35 cm slouží k vyšetření zpravidla hrudní nebo bederní páteře a je uložena pod pacientem. Nevýhodou tedy je, že není možné na jednu sekvenci zobrazit celou páteř bez pohybu pacienta. Tento problém aktuálně řeší

skupinové cívky: Je to soustava čtyř a více samostatných cívek ve společném pouzdře, které se zapínají podle rozsahu vyšetřované oblasti. Proto dnes není problém vyšetřit například kompletní páteř, aniž by bylo s pacientem jakkoliv manipulováno. Samozřejmě existují další typy jako například skupinové cívky pro vyšetření pánve, hrudníku, břicha nebo hlavy a krku. Pro vyšetření trupu používáme ohebnou cívku formátu 25 x 100 cm, která se se omotá kolem těla pacienta. Za zmínění stojí fakt, že tyto velké formáty se dají snímat i celotělovou volumovou cívkou v těle přístroje, avšak kvůli velké vzdálenosti od pacienta zde máme nižší poměr signál/šum. Další typy jsou cívky pro ortopedická vyšetření, například kolenní, ramenní a zápěstní cívka, univerzální flexibilní cívka na bázi ohebných plátů nebo kruhové cívky o průměru 7 – 17 cm. Pro speciální vyšetření máme třeba endorektální cívku, prsní cívku nebo cívku pro současné zobrazení obou čelistních kloubů.

(Žižka, 1996, s. 30 – 31)

Stínění MR přístroje: je nutné jak z pohledu rizikového rušení slabého magnetického signálu okolními přístroji, tak z pohledu možného poškození blízké elektroniky stacionárním polem a excitačními impulsy. Stínění rozlišujeme **pasivní**, neboli Faradayova klec, které tvoří silné ocelové pláty s měděným plechem. A **aktivní** stínění, kdy je v okolí gantry soustava cívek vyrábějící magnetické pole působící v opačném směru. Intenzita stacionárního magnetického pole v okolí přístroje klesá s třetí mocninou vzdálenosti.

(Vomáčka, 2015, s. 54)

1.6 Rekonstrukce MR obrazu

Máme vysoce homogenní silné magnetické pole a již víme, že k vychýlení magnetických momentů protonů tkáně z tohoto pole slouží elektromagnetický impuls. Pokud je ale magnetické pole ve všech místech stejné, detekované signály budou mít ve všech místech

stejnou frekvenci a my nerozeznáme, odkud přichází. Musíme si jednoduše řečeno definovat jakýsi souřadnicový systém ve třech navzájem kolmých rovinách.

Princip je takový, že narušíme intenzitu magnetického pole, aby byla proměnná například v průběhu od nohou k hlavě. Toho docílíme vložením tzv. gradientních cívek, které nám ovlivní magnetické pole tak, že poroste například v podélné ose těla.

Najednou budeme moci excitovat elektromagnetickým pulsem jen protony z námi požadovaného řezu. V tomto místě bude intenzita gradientního pole například 0,54 Tesla a my si odvodíme, jakou frekvencí excitujeme protony tohoto řezu, aniž bychom excitovali jiné v okolí. Následně si takto volíme rezonanční frekvence pulsů pro jakékoliv roviny podle intenzity gradientu.

Pro diagnostické účely potřebujeme přirozeně i volbu tloušťky řezu. Ten se dá ovlivnit dvěma způsoby. První je zvolení šířky frekvenčního pásma. Do tkáně nepošleme puls o jedné fixní frekvenci, ale použijeme frekvenční pásmo v rozmezí například 23,530 – 23,535 MHz.

Druhým způsobem je volba strmosti gradientu. Dosáhneme užšího řezu, pokud bude zvoleno rozmezí 0,40 – 0,42 Tesla než kdybychom zvolili mírnější gradient 0,40 – 0,46 Tesla. Určující prvky jsou tedy strmost gradientu (Tesla) a frekvenční rozsah (MHz).

Tento **rovinu řezu určující gradient** je aplikován zároveň s excitačním pulsem. S odstupem času použijeme další, na stejném principu fungující gradient, který ovšem nebude působit v dlouhé ose těla, nýbrž kolmo na ni zprava doleva. Intenzita pole zde bude proměnná úplně stejně jako u prvního gradientu. Nazýváme jej **frekvenci určující gradient**.

Aby byl obraz úplný, potřebujeme ještě třetí zobrazovací rovinu. Ta by mohla fungovat opět stejně jako předchozí dvě, ale je zde riziko existence dvou různých lokalit v jednom řezu, které by měly stejnou frekvenci signálu. Uděláme tedy odlišný proces, totiž že gradient zapneme jen na velmi krátkou dobu, ještě než použijeme frekvenci určující gradient. Tímto způsobíme, že protony ve vyšší intenzitě magnetického pole dočasně zvýší frekvenci svých precesních pohybů a naopak. Dostáváme se k podstatě celého úkonu. Jakmile gradient vypneme, protony se ocitnou opět v původní intenzitě magnetického pole. Jejich precesní frekvence bude tedy stejná jako před zapnutím **fázi určujícího gradientu** ovšem s fázovým posunem v rámci sloupce. Protony nacházející se ve vyšší intenzitě gradientního pole předběhnou protony v nižší intenzitě. A jelikož jsme fázi určující gradient pustili na velmi krátkou dobu, stihl akorát rozfázovat původně synchronní precesní pohyb, ale nezměnil jeho frekvenci. (Žižka, 1996, s. 21 – 25)

Tento gradientní systém je dnes rozšířený především ve 3D zobrazení. Zde nás nezajímá jeden řez o celkové tloušťce ale celkový objem tkáně ve tvaru krychle či kvádrů. V této krychli nahradíme rovinu určující gradienty sadou fází určujících gradientů. Najednou jsme schopni získat obrazy z rovin axiálních, sagitálních, frontálních i šikmých dohromady. Další výhodou těchto 3D

sekvencí je i náběr užších řezů menších než 1mm s celkově kvalitnějším obrazem. Zde přímou úměrou platí, že větší objem tkáně vysílá větší úhrnný signál a ten má za následek lepší poměr signál/šum. (Žižka, 1996, s. 25 – 26)

1.7 Kontrastní látky

Jako chemický základ nejpoužívanějších kontrastních látek se používají cheláty obsahující gadolinium. Přes svou velikost nemohou pronikat do buněk a tak kolují tělem jen krví. Gadolinium se projevuje zkracováním relaxivity T_1 a T_2 časů. Obecně mění magnetické poměry v tkáni. (Vomáčka, 2005, s. 70)

V praxi to znamená, že se tkáň nasycená gadoliniem stává na T_1 vážených obrazech **hypersignální**. Na T_2 vážené obrazy nemá gadolinium prakticky vliv.

V dnešní době zde máme i tkáňové preparáty obsahující gadolinium, mangan nebo oxidy železa. Uplatňují se v diagnostice onemocnění jater, lymfatických uzlin, sleziny nebo kostní dřeně. Například přípravky s firemním názvem Primovist a Multihance se cíleně vychytávají jaterními buňkami a dokáží odlišit procesy obsahující či neobsahující jaterní buňky. (Heřman, 2014, s. 36)

„Vedlejší reakce na podání kontrastní látky jsou poměrně vzácně, ale přesto platí obdobné předpisy jako pro jodové kontrastní látky“ Aktuálně jedinou závažnou komplikací je nefrogenní systémová fibróza. *„Projevuje se fibrózou kůže a pojivových tkání v celém organismu. Je prakticky neléčitelná a výjimečně může dojít až k exitu“*. Riziková jsou pouze pacienti s renálním selháním. U starších pacientů se proto doporučuje používat preparáty na bázi makrocyclických chelátů, například Gadovist. (Vomáčka, 2005, s. 70)

2.0 Sekvence magnetické rezonance

2.1 Úvod

Existuje nespočet různých typů sekvencí, některé se v důsledku progresivity oboru již nepoužívají, jiné se dostávají do popředí. Rozdělení je o to složitější, jelikož se jejich pracovní názvy liší v závislosti na výrobcích. Nyní si uděláme úvod do těch základních a nejpoužívanějších. (Vomáčka, 2005, s. 51)

Vstupní a primární sekvence, přesněji spin-echo sekvence máme tři: T1, T2 a sekvence vážená podle protonové hustoty.

T1 vážený obraz je napříč vyšetřeními nejpoužívanější sekvencí a slouží hlavně k přesnému popisu anatomických struktur. Tuk a solidní tkáně se zobrazují hypersignálně, tekutiny jsou hyposignální a kompakta včetně kalcifikací asignální. Výsledek je zaměnitelný s CT obrazem, avšak v případě CT je kost silně hyperdenzní. Nevýhodou může být špatné rozlišení fyziologické tekutiny od patologického edému v místě překryvu.

T2 vážený obraz má uplatnění především v rozlišení rozhraní dvou tkání či v průkazu patologického edému. Avšak na popis anatomických struktur se tolik nehodí. Jediným rozdílem ve výsledném obrazu je, že tekutina je oproti solidním tkáním výrazně hypersignální, tuk se zobrazí jako šedý izosignální. T2 vážené sekvence mají oproti T1 výrazně delší TR i TE. Kvůli delší vyšetřovací době se používají zrychlené sekvence, například FSE (Fast spin echo).

Proton denzitní obrazy se využívají hlavně při vyšetření mozku nebo muskuloskeletálního systému. Již z názvu vyplývá, že závisí na koncentraci protonů vodíku ve vyšetřované tkáni. Tekutiny a tkáně s vysokým obsahem vody jsou proto výrazněji šedé, například šedá hmota mozková se zobrazí více šedě než bílá hmota.

Inversion recovery využívá obráceného postupu excitací než spin-echo sekvence a to v pořadí 180°puls a následně 90°puls. Výsledkem nám je silně vážený T1 obraz u kterého jsme schopni potlačit signály určitých tkání. Této skutečnosti využívají dvě hlavní sekvence:

FLAIR – (Fluid Attenuated Inversion Recovery) neboli sekvence na potlačení vody.

Využívaná především v diagnostice mozkových patologií, nejčastěji roztroušené mozkomíšní sklerózy, kde se hypersignálně zobrazí plaky onemocnění. Jako tmavá asignální místa v hypersignální patologii se zobrazují již starší defekty vyplněné například likvorem. Klasický T2 obraz by nám neumožnil rozlišit hypersignální likvor a patologická ložiska

STIR – (Short Tau Inversion Recovery) neboli sekvence s potlačením tuku. Její využití je hlavně u vyšetření páteře a velkých kloubů, kde se zvýrazní signál patologické tekutiny na pozadí černého tuku. Obecně je využívána v diagnostice muskuloskeletálního systému. Na T2 obrazu bychom opět velmi těžce rozlišili hypersignální tuk a tekutinu.

(Nekula 2007, s. 16 – 17)

2.2 Princip základních sekvencí

T1 vážená sekvence je charakteristická tím, že excitované protony nenecháme zcela podélně zrelaxovat, ihned vysíláme elmg. impuls a vzápětí měříme signál. A jelikož nám T1 relaxační čas říká, za jak dlouho dosáhne vektor podélné magnetizace 63%, můžeme říct, že v naměřeném signálu se projeví odlišné T1 relaxační časy protonů různých tkání. (Žižka, 1996, s. 11, 15)

T2 vážená sekvence naopak nechá protony kompletně podélně zrelaxovat, aby se neprojevily odlišné T1 relaxační časy. Posléze vyšleme elmg. impuls ale na měření signálu čekáme do doby, kdy se začnou projevovat odlišné T2 relaxační časy. Po excitaci totiž mají tkáňové protony totožné hodnoty příčné magnetizace, a tudíž bychom neviděly rozdíly. Ty se začnou objevovat až s odstupem času díky různým rychlostem příčné relaxace.

Sekvence vážená podle protonové hustoty. Podélnou složku ponecháme plně zrelaxovat opět kvůli neprojevení rozdílů T1 relaxačních časů. Vyšleme elmg. impuls a ihned měříme signál, aby se nestihly projevit rozdílné T2 relaxační časy. Intenzita signálu tak bude záviset pouze na hustotě protonů v dané tkáni. T1 relaxační časy se v důsledku dlouhého *time to repeat* (TR) už neprojevují a T2 relaxační časy se v důsledku krátkého *time to echo* (TE) nestihnou projevit. (Žižka, 1996, s. 15 – 17)

TR neboli *time to repeat* je čas, za který vyšleme další excitační elmg. puls. TE neboli *time to echo* je čas mezi excitačním pulsem a příjmem signálu. (Žižka, 1996, s. 12, 15)

Inversion recovery sekvence je založená na obráceném pořadí excitačních pulsů. Nejprve působí 180°puls, který otáčí podélnou magnetizaci do antiparalelního postavení. Následně přichází 90°puls, který navodí pro nás důležitou příčnou magnetizaci. Velikost této příčné složky jak již víme, závisí na rychlosti podélné relaxace, tedy čím více a rychleji dokázala podélná složka zrelaxovat, tím větší bude magnetický moment příčné složky.

Tuto sekvenci ovšem využíváme k potlačování signálů různých tkání. Uvedme proto příklad: Máme dvě tkáně, svalovou a tukovou. Každá podélně relaxuje rozdílně dlouhou dobu. Jak již víme, výsledný moment příčné magnetizace závisí na velikosti výchozí podélné magnetizace. Tudíž v okamžiku excitačního 90°pulsu bude každá tkáň vydávat jinak silný signál. Pokud vyšleme 90°puls v době, kdy svalová tkáň bude mít 30% původní podélné magnetizace a tuková 0%, bude výsledný signál tuku nulový a zůstane nám pouze signál svalové tkáně. Jinak řečeno tuk bude asignální a potlačený. Na tomto principu fungují jak *FLAIR* tak *STIR* sekvence. (Žižka, 1996, s. 17)

2.3 Mozek nativně

Protokol pro nativní mozek obsahuje ustálenou sadu sekvencí, které můžeme dle potřeby doplnit o řadu speciálních. Indikacemi jsou bolesti hlavy, vyloučení ložiskových postižení nebo nespecifické neurologické symptomy. Základní podmínkou je správné provedení takzvaných lokalizérů ve třech navzájem kolmých rovinách. Plánujeme tedy sagitální, koronální a transversální roviny, z nichž každá má svá orientační kritéria. Transverzální rovina vymezuje celé neurokranium včetně skeletu, od vertexu po foramen occipitale magnum. Orientujeme ji podle bikalózní linie, což je spojnice spodních okrajů corpus callosum. Sagitální rovina zahrnuje celou hlavu po obratle C2 a C3 a řídí se střední čarou mozku. Koronální rovina pak kopíruje zadní kraj mozkového kmene. Provedení je tedy podmíněno správnou orientací rovin, použitím hlavové cívký a použitím alespoň čtyř sekvencí. (Mechl, 2014, s. 18)

Rozdělme si základní a doplňující sekvence podle orientace rovin:

Transverzální:

- **T2 TSE** Turbo Spin Echo sekvence (*TSE*), alternativně **PD+T2 TSE**
- **T2 FLAIR** Fluid Attenuated Inversion Recovery (*TIRM*), inversion recovery sekvence potlačující signál tekutiny.
- **DWI SE EPI** Diffusion Weighted Imaging Spin Echo Planar Imaging (*EPI*) zobrazení molekulární difuze s potlačením tuku a přidáním výpočtu ADC map.
T2 GRE sekvence nekoherentního gradientního echa (*FLASH – Fast Low Angle Shot*), její alternativou může být **SWI 3D** Susceptibility Weighted Imaging. (*SWI*)
GRE koherentní 3D SSFP (*CISS*) neboli cisternografie, slouží k detailnímu izotropnímu zobrazení hlavových nervů.

Sagitální:

- **T1 SE** Spin Echo sekvence (*SE*)
- **T2 FLAIR 3D** (*SPACE*) je alternativou k 2D FLAIR
- **T2 TSE** (*TSE*)
- **T2 GRE** koherentní (*PSIF*), zobrazuje průtok likvoru mokovodem

Koronální:

- **T2 TSE (FatSat)** s nasycením tuku (*TSE*) – slouží k lepšímu popisu struktur orbit a báze lební.

(Mechl, 2014, s. 19 – 21)

DWI – Difusion weighted imaging neboli zobrazování difuze pomocí magnetické rezonance je sekvence, díky které můžeme zobrazit náhodný pohyb molekul vody ve tkáni. Dokáže detekovat velmi časně mozkovou ischemii a je vhodná k detekci cytotoxického edému. Obecně lze říci, že je používána k diagnostice cévní mozkové příhody ale trendem se stává i v diagnostice nádorů a zánětů. Metoda těží z rozdílů difuzí mezi šedou a bílou hmotou mozkovou, kdy v likvoru šedé hmoty mozkové nezávisí velikost difuze na směru a naopak v bílé hmotě je na něm závislá. Difuze je také pomalejší například v kolmém směru na axony mozkových drah, naopak po jejich směru je rychlejší. Doplňujícím typem difuzně vážených obrazů jsou tzv. **ADC mapy**, ty nám dokáží přímo vypočítat hodnotu difuzního koeficientu. (Seidl, 2012, s. 67)

Difuzně a perfuzně vážené obrazy dokáží zobrazit mozkovou ischemii již v prvních dvou hodinách. Přesněji řečeno **DWI** sekvence jsou dobré v zobrazení přesného jádra ischemie, **PWI** sekvence pak v určení jejího rozsahu. (Seidl, 2004)

2.4 Další indikace

Demyelinizační onemocnění, sclerosis multiplex

- **FLAIR/T2 TSE** sagitálně o maximální šíři vrstvy 3mm, doplnit můžeme o **FLAIR 3D** sekvenci, nebo pokud potřebujeme znát aktivitu onemocnění, tak postkontrastně **T1 SE**.

Epilepsie

- **T1 nekoherentní GRE 3D (MP-RAGE)**, pro detekci kortikálních dysplazií a heterotopie šedé hmoty nutno s multiplanárními rekonstrukcemi. V koronální rovině **FLAIR** nebo **T2 TSE** popřípadě MR spektroskopie.

Screening metastáz

- **T1 SE** potkontrastně v transverzální rovině se záběrem na celý mozek, šíře vrstvy 3mm.

Detekce zdroje krvácení

- **SWI** nebo **T2 GRE**, SWI jsou užitečné při detekci drobných depozit deoxyhemoglobinu a hemosiderinu.
- **T1 SE** nativně a postkontrastně, provedeme substrakci, kde se posléze odliší například sytící se tumor od nativně T1 hypersignálních ložisek.
- **T1 GRE 3D (MP-RAGE)** postkontrastně k detekci cévních malformací. Dále je možné provést angiografické sekvence, **arteriální TOF 3D a venózní TOF 2D**.
(Mechl, 2014, s. 40 – 41)

2.5 Mozek s kontrastní látkou

Indikací jsou abscesy mozku, záněty, ložisková či difuzní poškození mozku, intraaxiální i extraaxiální tumory. Nastavení anatomického rozsahu je stejné jako u nativního protokolu a je zapotřebí tyto parametry přesně dodržet. Po podání kontrastu je nutné udělat alespoň dvě T1 vážené sekvence bez použití techniky inversion recovery.

Nejprve provedeme stejné sekvence jako u nativního protokolu, dále následují postkontrastní sekvence. Vždy T1 SE/TSE nejméně ve dvou rovinách, plus dle potřeby nekoherentní GRE 3D (MP-RAGE) s následnou multiplanární rekonstrukcí. (Mechl, 2014, s. 22 – 23)

Transverzální:

- **T1 SE/TSE** Spin Echo/Turbo Spin Echo sekvence (TSE) jak v transverzální tak koronální rovině, popřípadě možnost **T1 nekoherentní GRE 3D** v sagitální rovině s následnou multiplanární rekonstrukcí ve třech rovinách. (MP-RAGE)
- **PWI EPI** neboli zobrazení perfuze s ultra-rychlým náběrem dat (EPI), zde využíváme prvního průchodu kontrastní látky.

Sagitální:

- **T1 SE/TSE** Spin Echo/Turbo Spin Echo sekvence (TSE)
(Mechl, 2014, s. 24 – 25)

Podání kontrastní látky nám ulehčí rozlišit aktivitu ložiskových poškození, sytí se nejvíce ta čerstvá. Ne každé hyperintenzní ložisko musí mít zákonitě původ v roztroušené mozkomíšní

skleróze a proto nám jde primárně o vyloučení postischemických a posttraumatických ložisek. U metastatických onemocnění obecně platí, že čím větší množství kontrastní látky podáme, tím větší bude počet odhalených metastáz. Obtížné je porovnávání předoperačních a pooperačních nádorových procesů, je proto nutné provést sekvence nejpozději do 72 hodin po operaci. (Vomáčka 2005, s. 120)

2.6 MR angiografie Willisova okruhu

Používáme pro zobrazení tepenného systému a to konkrétně k diagnostice aneuryzmat, stenóz, vývojových malformací a jiných patologií. Běžné T2 TSE, FLAIR, T2 GRE a T1 SE sekvence provádíme v rozsahu od vertexu po foramen occipitale magnum. Speciální time of flight sekvence stáčíme transverzálně šikmo podle báze lebni s rozsahem od foramen occipitale magnum nejlépe nad corpus callosum. (Mechl, 2014, s. 26 – 27)

2.7 Venózní MR angiografie

Slouží k zobrazení mozkových splavů a žil především při podezření na jejich trombózu. Opět provádíme klasickou sadu sekvencí zmíněnou výše, rozsah pokrytí zůstává stejný. Na speciálních sekvencích v koronární rovině pokrýváme rozsah od předního okraje tureckého sedla po zadní část hlavy včetně kalvy. (Mechl, 2014, s. 28 – 29)

Sekvence pro zobrazení arteriálního oběhu:

- V transverzální rovině to jsou **TOF 3D** Time of flight 3D a volitelně **PC 2D** Phase contrast 2D, v sagitální rovině pak opět volitelně **PC 3D**. (Mechl, 2014, s. 27, 30)

Sekvence pro zobrazení venózního oběhu:

- V koronární rovině **TOF 2D**, volitelně doplníme v sagitální rovině **PC 2D** a **PC 3D** (*InHance*). Při výpadku signálu toku krve, nebo pokud není nález jasný, přidáváme postkontrastně **T1 izotropní GRE 3D** sekvenci s následnou multiplanární rekonstrukcí ve třech rovinách (*MP-RAGE*). (Mechl, 2014, s. 29 – 30)

MR angiografii můžeme rozdělit do tří typů podle způsobu provedení dané sekvence. Prvním typem je **TOF neboli Time of flight**. Pracuje na základě přijímání signálu z přitékající neexcitované krve do prostoru, kde se nachází excitovaná tkáň. Druhý typ se nazývá **PC**

neboli Phase contrast, zde se pomocí gradientních polí pracuje se skutečností, že je fáze příčné magnetizace citlivá na pohyb. Jinak řečeno příčná magnetizace tekoucí krve bude mít jinou fázi než magnetizace okolní statické tkáně. Pomocí tří navzájem kolmých gradientních polí tak můžeme rozkódovat přesné údaje o jednotlivých voxidech v prostoru. Velký přínos je v podobě dobrého potlačení okolní tkáně, nevýhodou je celková délka vyšetření. Využívá se pro kvantifikace toku dialyzačními shunty, srdečních chlopenních insuficiencí a k průtoku centrálním akvaduktem u hydrocefalu. Obě metody jsou užívány jak ve 3D, tak ve 2D režimech.

Třetí a v dnešní době nejužívanější metodou je **Contrast enhanced MR angiography** **neboli CeMRA**, která je založena na aplikaci kontrastní paramagnetické látky. Výhodou je potlačení saturačních efektů díky zkrácení T1 relaxačních časů krve. V základu se jedná o 3D GRE sekvenci s velmi krátkými TE a TR časy. Velmi důležité je načasování náběru dat od aplikace kontrastní látky. (Seidl, 2007, s. 302 – 303)

2.8 Turecké sedlo – hypofýza

Zaměření na adenomy a mikroadenomy hypofýzy. Rozsah pokrytí zůstává stejný jako u nativního mozku.

Transverzální:

- **T2 TSE** Turbo Spin Echo sekvence (*TSE*), alternativně **T2+PD TSE** a **DWI** s ADC mapami
- **T2 FLAIR** Fluid Attenuated Inversion Recovery (*TIRM*)

Sagitální:

- **T1 SE** Spin Echo sekvence (*SE*), vysoké rozlišení na turecké sedlo o šířce vrstvy maximálně 3mm, alternativně **T1 nekoherentní GRE 3D** (*MP-RAGE*).

Koronální:

- **T2 TSE** (*TSE*) a **T1 SE** (*SE*) – opět ve vysokém rozlišení na turecké sedlo s šíří vrstvy maximálně 3mm

Po aplikaci kontrastní látky provádíme **T1 TSE** dynamické sekvence v koronální a sagitální rovině, maximální šířka vrstvy 3mm. (Mechl, 2014, s. 32 – 34)

Hypofýza jako taková se sytí přibližně dvě minuty po podání kontrastní látky, mikroadenomy až minutu poté, do té doby zůstávají hypointenzní. Využíváme tedy rozdílných časů syčení adenomu a hypofyzeální tkáně. (Máca, 2015)

2.9 Orbita

Důležité při diagnostice tumorů a zánětů. Transversální a koronální sekvence orientujeme kolmo na střední rovinu, aby byly zobrazené symetricky obě orbity. Cílené sekvence pak musí pokrývat celou oblast orbit a tureckého sedla s maximální šíří vrstvy 3mm. Vždy bychom měli udělat nejméně jednu sekvenci na celý mozek a alespoň jednu sekvenci se saturací tuku. Oči při vyšetření musí zůstat po celou dobu zavřené.

Transverzální:

- Nativně **T2 TSE** (*TSE*) a **FLAIR** na celý mozek, **T1 TSE** na celé orbity. Alternativně přidáváme **DWI** s ADC mapami, **GRE T2** nebo **T2 TSE 3D** sekvence.
T2 FLAIR Fluid Attenuated Inversion Recovery (*TIRM*)

Koronální:

- **T2 TSE FatSat** (*TSE*) a **T1 SE** (*SE*) ve vysokém rozlišení na celé orbity o s šíří vrstvy maximálně 3mm. Pokud na T2 FatSat nemáme potřebnou saturaci tuku, doplňujeme i **STIR** sekvenci.

Postkontrastně provádíme T1 TSE FatSat sekvenci v transversální a koronální rovině na celé orbity s maximální šíří vrstvy 3mm. (Mechl, 2014, s. 36 – 37)

3.0 Krční páteř

Mezi indikace patří tumory, záněty, traumata, vrozené vývojové vady, demyelinizační onemocnění, degenerativní onemocnění, cervikokraniální a cervikobrachiální syndromy. Pacient je v poloze na zádech s rukama volně podél těla, nohy můžeme podložit pro větší komfort. Cívku použijeme povrchovou multikanálovou. Rozsah pokrytí v sagitálních vrstvách rovnoběžně s páteří, kraniálně s IV. komorou, laterálně pak pokryjeme i transversální obratlové výběžky. Transverzální řezy jsou rovnoběžné s meziobratlovými prostory a v rozsahu od C4 po Th1. Vyšetření s podáním kontrastní látky provádíme u nádorových,

zánětlivých a demyelinizačních onemocnění. U akutní ischemie míšní je možnost zvolit DWI sekvence. (Mechl, 2014, s. 44 – 45)

Sagitální:

- **T2 a T1 TSE (TSE)**, T1 vážené sekvence můžeme použít sagitálně i transversálně postkontrastně a to u intradurálních patologií bez spektrální saturace tuku a u extradurálních patologií se spektrální saturací tuku (FatSat).
- **T2 STIR** s potlačením signálu tuku využitím T1 relaxace, není doporučeno používat po podání kontrastní látky (*TIRM*). Doplnit můžeme sekvenci **T1 nekoherentního GRE (FLASH)**.

Transversální:

- **T2 nekoherentní GRE (MEDIC, FLASH)**
- **T2 koherentní SSFP (TrueFISP)** je sekvence užitečná pro posuzování nervových kořenů avšak nehodí se pro míšní léze.

T2 TSE 3D res (restore neboli cílené urychlení relaxace) je sekvence s vysokým izotropním rozlišením a hodí se k posouzení míšních kořenů či foramin a malých hernií disků. Její další výhodou je redukce artefaktů metalických cizích těles. Nevýhodou je nízké rozlišení při diagnostice míšních kořenů a proto se v tomto ohledu nedoporučuje.

(Mechl, 2014, s. 44 – 46)

3.1 Hrudní páteř

Indikace i uložení pacienta jsou obdobné jako u krční páteře. Rozsah transverzálních řezů stanovíme podle klinického nálezu. Pokrytí intervertebrálních skloubení včetně obratlových těl a páteřního kanálu. Provádět by se pak měli alespoň tři sekvence.

Sagitální sekvence zůstávají stejné jako u krční páteře, tedy **T2, T1 TSE a T2 STIR (TIRM)**. Totéž platí i pro indikace k podání kontrastní látky.

V transverzální rovině uplatňujeme **T2 nekoherentní GRE** hodící se pro horní a střední část Th páteře, jelikož dokáže potlačit pulzaci likvoru. Pro dolní část se pak více hodí **T2 TSE**.

Difúzně vážené sekvence **DWI** provádíme v případě akutní míšní ischemie.

Doplnit můžeme o **T2 TSE 3D res** ve třech rovinách a s následnou multiplanární rekonstrukcí, ta nám zaručí lepší prostorové rozlišení ale je nevhodná k hodnocení míchy.

(Mechl, 2014, s. 48 – 51)

3.2 Bederní páteř

K indikacím se přidávají bederní kořenové syndromy, ostatní stejné jako v předchozích dvou kapitolách. Transversální řezy musí být opět rovnoběžné s meziobratlovými prostory a rozsahem pokrývají L3 – S1. Anatomicky se řídíme stejně jako u jiných úseků páteře. Vyšetření by mělo zahrnovat minimálně tři sekvence ve dvou rovinách, sagitální **T1 a T2** doplněné o **T2** transverzální. Pokud pacient trpí velkými bolestmi, můžeme vyšetření provést vleže na boku nebo na břiše, při těchto stavech je nutné přidat další povrchovou cívku. Artefakty kovových implantátů lze potlačit pomocí **T2 3D TSE** sekvence. Pravidla pro použití kontrastní látky jsou stejná jako u jiných částí páteře, stejně jako všechny sekvence. (Mechl, 2014, s. 52 – 55)

3.3 Klouby

Ramenní kloub

Pacient leží na zádech s rukama volně podél těla dlaněmi k tělu. U speciální ABER pozice k posouzení rotátorové manžety je končetina vzpažena. Cívka povrchová, vícekanálová ideálně oboustranná. Nejprve zhotovujeme transverzální obrazy, na kterých jde krásně identifikovat průběh šlachy m. supraspinatus. Podle ní se pak stáčí koronární vrstvy. Sagitální vrstvy jsou rovnoběžné s dlouhou osou kosti pažní. Obecně jsou vrstvy hodně stáčené vůči standardním rovinám, proto jsou názvy jen orientační.

Kontrastní látku aplikujeme dvojím způsobem. Intravenózně neboli nepřímou (nepřímá artrografie) kde indikacemi jsou zánětlivá onemocnění. Intraartikulárně neboli přímo (přímá artrografie) kde potřebujeme posoudit kloubní pouzdro a manžety. Po aplikaci kontrastní látky použijeme T1 FatSat sekvence. (Mechl, 2014, s. 56)

Nepřímá artrografie má největší výhodu v tom, že se nejedná o invazivní diagnostický zákrok s nutností punkce kloubních prostorů. Tím pádem se vyhneme i skioskopii, která je pro kontrolu punkce nutná. (Pauček, 2018, s. 25 – 26)

Loketní kloub

Poloha vleže na zádech, ruce volně podél těla. Variantou je i poloha na břiše se vzpaženou končetinou, která je však méně pohodlná. Výhodou je nižší riziko překlopení okolních

struktur do obrazu neboli tzv. aliasing. Je nutné provést obrazy ve všech rovinách, předloktí zaujímá polohu v supinaci. Sagitálně se orientujeme kolmo vůči dlani. Kontrastní látku podáváme v případě zánětlivých onemocnění. (Mechl, 2014, s. 58)

Zápěstní kloub

Pacient leží na břiše se vzpaženou končetinou, může ji mít i u těla ale je zde opět riziko aliasingu. Vyšetření je nutné provést ve všech rovinách. Zánětlivá onemocnění jsou indikací k podání kontrastní látky intravenózně. (Mechl, 2014, s. 60)

Kyčelní kloub

Pacient v poloze vleže na zádech. Končetiny jsou volné. Cívku volíme povrchovou, volí se typ pro zobrazování břicha a pánve. Anatomicky potřebujeme zachytit oba klouby, základem jsou koronální a transverzální roviny, sagitální pak dle potřeby stačí jen na jeden kloub se skloněním vrstvy podle průběhu krčku femuru. Kontrast opět u zánětlivých onemocnění. (Mechl, 2014, s. 62)

Indikací jsou záněty, degenerativní onemocnění, výpotky, skryté zlomeniny a nekrózy hlavice femuru. Nepřímou artrografií rozlišíme synovialitidy od nitrokloubní tekutiny. Přímá artrografie je v zobrazení nitrokloubních nálezů ještě lepší, podaný kontrast nám opticky oddálí kloubní pouzdro od skeletu a jednotlivé struktury jsou pak krásně ohraničené. (Zeman, 2016, s. 52, 56)

Kolení kloub

Hlavní indikace jsou degenerativní změny a traumata. Pacient leží na zádech s končetinou volně položenou. Mírná externí rotace či flexe nevadí. Používá se povrchová vícekanálová kolenní cívka. Nejlepší je začít transverzálními sekvencemi, na nich si pak totiž můžeme lépe naplánovat sagitální a koronální roviny. Sagitální je nutné sklánět podle vnitřní plochy vnějšího kondylu respektive podle průběhu předního zkříženého vazy. Koronální rovina je pak na transverzálním řezu taktéž rovnoběžná s kondyly femuru. (Mechl, 2014, s. 64)

Hlezenní kloub

Pacient leží na zádech s končetinou volně uloženou, noha by se neměla ohýbat v nártu. Používáme speciální povrchovou cívku, ale dá se využít i hlavové. Nutností je opět provést sekvence ve všech rovinách, kontrastní látku aplikujeme u zánětlivých onemocnění a tumorů. (Mechl, 2014, s. 66)

Sekvence pro zobrazování kloubů

Jak již bylo řečeno, pro přesnou anatomickou diagnostiku je nutné provést snímky ve všech třech rovinách. Základem jsou **T1 TSE**, **T2 TSE**, **PD TSE** bez a **PD TSE** sekvence s potlačením tuku **FatSat** nebo **SPAIR**. Doplnit je můžeme o **T2 koherentní nebo nekoherentní GRE 3D** (*DESS, TrueFISP, MEDIC, FLASH*), u kterých můžeme potlačit tuk pomocí selektivní excitace vody. Poslední doplňující sekvencí je **PD TSE 3D res** (*SPACE*) s možností vytvoření multiplanárních rekonstrukcí. (Mechl, 2014, s. 56 – 67)

3.4 Játra a pankreas nativně

Uložení pacienta je na zádech s podloženými koleny. Cívku používáme povrchovou multikanálovou. Indikací k vyšetření jsou ložisková onemocnění, hemangiomy či cysty, MR vyšetření je v tomto případě spíše doplňkem k ultrazvukovému a CT vyšetření. Oba orgány vyšetřujeme záměrně, v případě sekvencí na játra se nám pankreas běžně zachytí na axiálních vrstvách. V případě ložiskového nálezu pankreatu je dobré vyšetřit i játra protože právě do nich tumory pankreatu nejčastěji metastazují. Rozsahově začínáme u vrcholu bránice a jdeme po kaudální okraj pravého jaterního laloku nebo pod dolní kraj hlavy pankreatu. Základem pro nás je transversální rovina, pro MRCP pak koronální a šikmé koronální roviny.

Je nutná dokonalá dechová spolupráce pacienta, nejlépe je sekvence provádět při zadržném dechu v normálním nádechu. Vyšetření se dá provést i synchronizovaně s dýcháním. Pro každou variantu pak musíme vždy vytvořit zvlášť sadu lokalizérů, u obou je totiž odlišná poloha jater a bránice. (Mechl, 2014, s. 68 – 70) V koronální rovině **T2 koherentní GRE SSFP** (*TrueFISP*), poslouží jako kvalitní lokalizér pro další sekvence.

Výhody jsou relativně vyšší senzitivita a specifita u ložiskových lézí, neinvazivnost metody může být i nevýhodou kvůli nemožnosti provedení terapeutického výkonu.
(Seidl, 2012, s. 180)

Transversální:

- **T1 IN-OPP nekoherentní GRE (FLASH)**
- **T1 nekoherentní GRE 3D**
- **T2 FS Single shot HF TSE (HASTE)** s polovičním náběrem dat k-prostoru pro urychlení sekvence (Half Fourier).
- **DWI SE EPI**
- Alternativně můžeme doplnit o T2 a silně T2 váženě TSE sekvence.

Transversální s volným dýcháním:

- **T2 FS TSE (BLADE), T2 TSE** se synchronizovaným dýcháním
(Mechl, 2014, s. 68 – 71)

3.5 Játra a pankreas s kontrastní látkou

Zde největší roli hraje perfektní načasování dynamických postkontrastních sekvencí a také použití stejné T1 sekvence jak pro nativní, tak pro postkontrastní snímky. Používají se sekvence s tzv. centrickým náběrem k-prostoru, jeho centrální řádky nám právě ovlivňují míru kontrastu. Jelikož se spuštěním sekvence začínáme rovnou nabírat centrální řádky k-prostoru, je nutné sekvenci spustit až ve stanovený čas nasycení kontrastní látky a ne dříve. Za běžných podmínek u lineárního náběru dat bychom sekvenci spouštěli s předstihem.
(Mechl, 2014, s. 73)

Kontrastní látky se dělí na extracelulární, retikuloendoteliální, hepatobiliární a kombinované. Nejpoužívanější jsou pak extracelulární. (Lehotská, 2007)

Provádíme tři postkontrastní fáze: **arteriální** 30s po aplikaci kontrastní látky, při které se sytí například hepatocelulární karcinom a hypervaskularizované metastázy. **Portální (hepatikovenózní)** 60s po aplikaci a fázi **dosycovací**, kterou provádíme za 120s po aplikaci kontrastu, při ní se sytí hemangiomy. (Vomáčka, 2015, s. 94)

V neposlední řadě se dělá za 4 – 5 minut časná odložená fáze na atypické pomalu se sytící hemangiomy. Aplikaci kontrastní látky provádíme rychlostí 1 – 2 ml/s.

Jako dynamickou sekvencí s kontrastní látkou používáme **T1 nekoherentní GRE 3D**.
(Mechl, 2014, s. 72 – 74)

3.6 MR cholangiopankreatikografie

Indikacemi jsou diagnostika konkrementů po nejasném ultrasonografickém nálezu, zobrazení vývojových anomálií, zobrazování po chirurgických zákrocích či traumatech. Doporučuje se 4 hodiny před vyšetřením nepřijímat tekutiny ani potravu. Anatomicky pokrýváme prostor pod bránicí až pod Vaterskou papilu. Jinak řečeno celý pankreatický vývod a biliární strom. Žlučové a pankreatické vývody zobrazujeme pomocí silně T2 vážených sekvencí. Ty nám sice dokonale zobrazí tekutou složku, avšak okolní tkáně nikoliv. Je proto nutné provádět běžně i základní sady sekvencí pro játra a pankreas. (Mechl, 2014, s. 76)

- Jako lokalizér poslouží **T2 koherentní GRE SSFP** (*TrueFISP*).
- Transversálně **silně T2 SSh TSE** (*HASTE*) s polovičním náběrem dat k-prostoru pro urychlení sekvence. Ty můžeme doplnit o koronální a šikmé koronální roviny.
- Koronálně s volným dýcháním **silně T2 TSE 3D** (*SPACE*) s cíleným urychlením relaxace. Provádíme rekonstrukce MIP (maximum intensity projection).
- S kontrastní látkou pak **T1 nekoherentní GRE 3D**.
(Mechl, 2014, s. 78, 79)

Nevýhodou oproti ERCP je nemožnost provést terapeutický výkon. Užíváme sekvencí s rychlým snímáním při zadržném dechu, nebo synchronizovaných sekvencí s dýcháním. Počáteční potíže s dýcháním a jinými artefakty jsou v dnešní době již minulostí.
(Barish, 1999)

3.7 MR Plodu

Metodou první volby je vždy ultrazvukové vyšetření avšak pro upřesnění nálezu lze použít právě zobrazení pomocí magnetické rezonance. Můžeme tak volit například u obézních pacientek nebo u nedostatečného množství plodové vody, u vrozených vad a při akutních lézích na mozku. Plod lze vyšetřovat zhruba od 14. týdne těhotenství. Pacientku pokládáme na záda s podloženými koleny popřípadě v pozdějších fázích těhotenství na bok. Cívku používáme body nebo torso array v multikanálové variantě.

Anatomické pokrytí je vždy složité vzhledem k odlišné poloze plodu vůči matce, od té se pak odvíjí plánování jednotlivých sekvencí, které musíme provést ve všech základních rovinách. Je dobré plánování vždy přizpůsobit podle aktuálně poslední provedené sekvence pro zamezení změn poloh plodu.

Běžně provádíme **T2 SSh (Half-Fourier) TSE (HASTE)** sekvenci s náběrem dat během jedné excitace, dále **T2 koherentní GRE SSFP (TrueFISP)** a **T1 nekoherentní GRE (FLASH)**. Doplnující pak je **T2 FLAIR (TSE)** pouze v transversální rovině pro vyšetření mozku. (Žižka, 2015, s. 102 – 105)

3.8 MR Prsu

Vyšetření je dobré provádět ideálně v kombinaci s mamografií a ultrazvukem. Primární indikací je detekce nádorových lézí a případný staging, dále pak vysoce rizikové pacientky nebo recidivy. Samostatnou indikací je posuzování celistvosti prsních implantátů, kde potlačujeme signál vody, případně dle potřeby signál tuku či silikonu. Pro vyšetření používáme speciální oboustrannou cívku s otvory pro uložení prsou. Provádíme sekvence nejméně ve dvou rovinách, přičemž základní je rovina transversální. Anatomické pokrytí včetně axil.

Samostatným vyšetřením jsou dynamické postkontrastní sekvence s podáním kontrastní látky a s následnými křivkami sycení, které jsou nezbytné pro charakteristiku různých typů nádorů. Samotné vyšetření se pak skládá nejméně z pěti dílčích měření o maximální délce jedné minuty. Před aplikací kontrastu provedeme nejdříve jedno měření nativně. Pacientku vyšetřujeme kontrastně šestý až patnáctý den cyklu aby nebylo vyšetření nijak zkresleno.

- **T2 FS TSE** v transversální a koronální rovině s potlačením tuku „lines per shot“/SPAIR.
- **T1 FS nekoherentní GRE 3D** v transversální a sagitální rovině a **T1 TSE** v transversální rovině.
- Doplnit můžeme o **DWI SE-EPI** v transversální rovině nebo **T2 STIR (TIRM)** v transversální a koronální rovině.
(Žižka, 2015, s. 68 – 71)

Benigní léze jsou charakteristické pomalou akumulací gadoliniové kontrastní látky, maligní léze naopak akumulují kontrast poměrně rychle a v pozdní fázi dochází k jeho vymývání, tzv. „wash out“ efekt. V tomto směru nám mohou posloužit i DWI sekvence s následně

zrekonstruovanými ADC mapami, kde maligní léze mají spíše nízké hodnoty a benigní vyšší. Obecně lze říci, že magnetická rezonance je v tomto případě nejcitlivější metodou pro detekci karcinomu prsu a dosahuje téměř stoprocentní senzitivity. (Steyerová, 2019)

4.0 Závěr

Práce pojednává o vyšetřovacích sekvencích na magnetické rezonanci. Primárním cílem bylo shrnout základní vyšetření a jejich sekvence s dalšími parametry a indikacemi. Každá kapitola zahrnovala indikace vyšetření, polohování pacienta, použitý typ cívký, anatomický rozsah sekvencí a následný výčet sekvencí s jejich orientacemi. Vzhledem k obrovskému počtu jednotlivých sekvencí a jejich vlastností byly vybrány především vyšetření centrální nervové soustavy. Nativní vyšetření je indikováno při bolestech hlavy a vyloučení ložiskových postižení. Nativní sekvence jsou T2 TSE, T2 FLAIR, DWI s ADC mapami, T1 SE a TSE, T1 FLAIR a sekvence na cisternografii a zobrazení průtoku likvoru. Pro detekci časně ischemie a cytotoxického edému jsou stěžejní difúzně vážené obrazy. Další časté indikace jsou demyelinizační onemocnění, epilepsie, detekce zdroje krvácení (sekvence SWI) a screening tumorů. Kontrastní látka je důležitá v zobrazování abscesů mozku, zánětů, ložiskových či difúzních poškození mozku a intraaxiálních i extraaxiálních tumorů (PWI neboli sekvence zobrazující perfuzi). Pro angiografická vyšetření tu máme sekvence TOF neboli Time of Flight, PC neboli Phase Contrast a CeMRA založená na aplikaci kontrastní látky. Indikacemi jsou detekce aneurysmat nebo podezření na trombózu. U hypofýzy se zaměřujeme především na adenomy a mikroadenomy.

Následuje vyšetření páteře a páteřního kanálu. Zde dominují sekvence T2 a T1 TSE, T2 STIR a T2 3D TSE potlačující artefakty kovových předmětů. Druhou nejčastější indikací jsou vyšetření pohybového aparátu, výběr zahrnoval ramenní, loketní, zápěstní, kyčelní, kolenní a hlezenní kloub. Zde opět klasické sekvence T1 TSE, T2 TSE a PD TSE bez a PD TSE sekvence s potlačením tuku.

Důležitou částí je vyšetření jater, ať už nativně či kontrastně a MR cholangiopankreatikografie bez nutnosti podání jodové kontrastní látky jako u CT vyšetření. Zde jsou důležité sekvence synchronizované s dýcháním a sekvence s rychlým náběrem dat. Poslední kapitolou pak jsou vyšetření plodu a prsu.

Seznam zkratek

- ADC** – Apparent Diffusion Coefficient, aparentní koeficient difuze v tkáni
- BLADE** – Hybridní náběr dat pro potlačení pohybových artefaktů firmy Siemens
- CT** – Computed tomography, výpočetní tomografie
- CISS** – Constructive Interference in Steady State, sekvence typu SSFP firmy Siemens
- CeMRA** – Contrast Enhanced MRA, kontrastní MR angiografie
- DWI** – Diffusion Weighted Imaging, zobrazená molekulární difuze
- EPI** – Echo Planar Imaging, sekvence s ultrarychlou akvizicí dat
- FSE** – Fast Spin Echo, sekvence rychlého spinového echa
- FLAIR** – Fluid Attenuated Inversion Recovery, TSE sekvence potlačující signál likvoru
- FLASH** – Fast Low Angle Shot, sekvence nekoherentního gradientního echa firmy Siemens
- FatSat** – Fat Saturation, potlačení signálu tuku
- GRE** – Gradient Recalled Echo – sekvence gradientního echa
- HF** – Half Fourier, jen částečný náběr dat k-prostoru
- Haste** – Half Fourier Single shot Turbo spin Echo, single shot sekvence rychlého spinového echa s polovičním náběrem dat k-prostoru
- MR** – Magnetická rezonance
- MRI** – Magnetic Resonance Imaging, zobrazování magnetickou rezonancí
- MP-RAGE** – Magnetization Prepared Rapid Gradient Echo, sekvence 3D gradientního echa s inverzním počátečním RF pulzem
- MRCP** – MR cholangiopankretikografie
- MIP** – Maximum Intensity Projection, rekonstrukce projekcí MRA
- PD** – Proton Density, protonová hustota
- PSIF** – Reserved or Mirrored FISP, sekvence Siemens FISP se zrcadlovým nebo obráceným průběhem gradientů
- PWI** – Perfusion Weighted Imaging, zobrazení perfuze
- PC** – Phase Contrast, MR angiografie metodou fázového kontrastu
- STIR** – Short TI Inversion Recovery, metoda potlačení signálu tuku
- SE** – Spin Echo, sekvence spinového echa
- SSFP** – Steady State Free Precession, sekvence využívající ustáleného stavu magnetizace
- SPACE** – sekvence 3D rychlého spinového echa s optimalizovaným vývojem sklápěcího úhlu Siemens
- SWI** – Susceptibility Weighted Imaging
- SPAIR** – Spectral Attenuated Inversion Recovery, metoda potlačení signálu tuku
- TR** – Repetiční čas

TE – čas signálu echa

TSE – Turbo Spin Echo sekvence

TIRM – Turbo Inversion Recovery Magnitude

TOF – Time of Flight, nativní MR angiografie

TrueFISP – True Fast Imaging with Steady state Precession, balancované gradientní echo
Siemens

Seznam bibliografických odkazů:

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

ŽIŽKA, Jan a Vlastimil VÁLEK. Moderní diagnostické metody. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1996. ISBN 80-7013-225-6.

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

HEŘMAN, Miroslav. Základy radiologie. V Olomouci: Univerzita Palackého, 2014. ISBN 978-80-244-2901-4.

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

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

NEKULA, Josef, Miroslav HEŘMAN, Jaroslav VOMÁČKA a Martin KÖCHER. Radiologie. 3. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2005, 205 s. ISBN 8024410117.

NEUWIRTH, Jiří. Kompendium diagnostického zobrazování. Praha: Triton, 1998, 835 s. ISBN 8085875861.

FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA, Jan BAXA a Alexander MALÁN. Základy zobrazovacích metod. Praha: Galén, [2015]. ISBN 978-80-7492-164-3.

SEIDL, Zdeněk. Radiologie pro studium i praxi. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-4108-6.

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

HUETTEL, Scott A., Allen W. SONG a Gregory MCCARTHY. Functional magnetic resonance imaging. 2nd ed. Sunderland, Mass.: Sinauer Associates, c2009, xvi, 542 s. ISBN 978-0-87893-286-3.

ZEMAN, Petr. Artroskopie kyčelního kloubu. 2. Praha: Maxdorf, [2016]. Jessenius. ISBN 978-80-7345-510-1.

PAUČEK, Boris a David SMÉKAL. Vyšetření ramenního kloubu magnetickou rezonancí: s podrobným popisem nálezů u omezení pohybů a u bolestivých stavů ramene. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2018. ISBN 978-80-244-5240-1.

Matthew A. Barish, M.D., E. Kent Yucel, M.D., and Joseph T. Ferrucci, M.D.. Magnetic Resonance Cholangiopancreatography. In: The New England Journal of Medicine [online]. 22. 7. 1999 [cit. 3. 6. 2020]. DOI: 10.1056/NEJM199907223410407.

SEIDL, Zdeněk, VANĚČKOVÁ, Manuela 2004. Zobrazovací metody, nové možnosti a poznatky - část 1: Cévní onemocnění mozku. Interní Med. [online]. 6(10) [cit. 11. 6. 2020]. ISSN 489-494.

STEYEROVÁ, Petra, BURGETOVÁ, Andrea. 2019. Možnosti a úskalí diagnostiky karcinomu prsu u mladých žen. Onkologie [online]. 13(1) [cit. 12. 6. 2020] DOI: 10.36290/xon.2019.002.

LEHOTSKÁ, Viera, BERECOVÁ, Zuzana. 2007. Možnosti mr v diferenciálnej diagnostike pečenevých lézií (1. časť). Onkologie [online]. 1(2) [cit. 12. 6. 2020].

MÁCA, Karel, VYBÍHAL, Václav, SMRČKA, Martin. 2015. Komplexní léčba adenomů hypofýzy. Onkologie [online]. 9(5) [cit. 12. 6. 2020] 218-220.

ŘINĚŘA, Jaroslav. 2017. Klinické systémy magnetické rezonance: Vývoj za posledních 30 let a nové trendy. Česká Radiologie [online]. 71(4) [cit. 12. 6. 2020] 243–259.