

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

**MYELINIZACE
V OBRAZE MAGNETICKÉ REZONANCE**

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

PETR ŠULC

Praha 2017

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

**MYELINIZACE
V OBRAZE MAGNETICKÉ REZONANCE**

Bakalářská práce

PETR ŠULC

Stupeň vzdělání: bakalář

Název studijního oboru: Radiologický asistent

Vedoucí práce: prof. MUDr. Zdeněk Seidl, CSc.

Praha 2017



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

Petr Šulc
3. A RA

Schválení tématu bakalářské práce

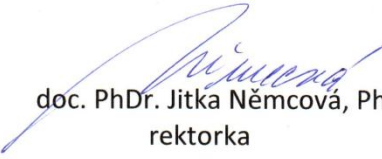
Na základě Vaší žádosti ze dne 30. 4. 2016 Vám oznamuji
schválení tématu Vaší bakalářské práce ve znění:

Myelinizace v obraze MR

Myelination Pattern on MR Imaging

Vedoucí bakalářské práce: prof. MUDr. Zdeněk Seidl, CSc.

V Praze dne: 1. 11. 2016


doc. PhDr. Jitka Němcová, PhD.
rektorka

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracoval samostatně, že jsem řádně citoval všechny použité prameny i literaturu, a že tato práce nebyla využita k získání stejného nebo jiného titulu.

Souhlasím s prezenčním zpřístupněním své bakalářské práce ke studijním účelům.

V Praze dne

podpis

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych na tomto místě poděkoval panu prof. MUDr. Zdeňku Seidlovi, CSc. za pomoc, cenné připomínky, poskytnutí materiálu a vedení této bakalářské práce.

Rovněž bych rád poděkoval kolektivu pracoviště magnetické rezonance Radiodiagnostické kliniky VFN, jmenovitě panu Bc. Miroslavu Kronovi, DiS., za trpělivé zodpovídání dotazů během mé praxe na tomto pracovišti. Velké díky všem, kteří mi poskytli rady a pomoc při doladování formální stránky práce. V neposlední řadě patří dík mým blízkým za trpělivost a pochopení.

ABSTRAKT

ŠULC, Petr. *Myelinizace v obraze magnetické rezonance*. Vysoká škola zdravotnická, o.p.s. Stupeň kvalifikace: Bakalář (Bc.).

Vedoucí práce: prof. MUDr. Zdeněk Seidl, CSc. Praha 2017

Tématem bakalářské práce je vývoj myelinizace bílé hmoty mozkové v obraze magnetické rezonance během prvních let života. Teoretická část práce popisuje základní údaje o myelinizaci, principu magnetické rezonance, popisu přístrojového vybavení pracoviště magnetické rezonance, základních vyšetřovacích technikách, sekvencích a kontrastních látkách používaných při vyšetření mozku. V praktické části je popsána úloha radiologického asistenta při vyšetření dětského pacienta. Dále je uvedena komentovaná ukázka vyšetřovacího protokolu a jsou popsány příklady několika studií, zabývajících se zobrazením vývoje myelinizace bílé hmoty mozkové různými technikami magnetické rezonance.

Klíčová slova:

Magnetická rezonance. Myelinizace. Radiologický asistent.

ABSTRACT

ŠULC, Petr. *Myelination Pattern on MR Imaging*. Medical College. Degree: Bachelor (Bc.). Supervisor: prof. Mudr. Zdeněk Seidl CSc. Prague. 2017.

The Bachelor's thesis focuses on myelination of the brain's white matter occurring during the first years of life shown by magnetic resonance imaging (MRI). The theoretical part provides basic information on myelination and principles of magnetic resonance imaging. Next, it also describes equipment in magnetic resonance imaging centres and basic examination techniques, sequences and contrast agents used in brain imaging. The practical part describes the role of a radiologist assistant during the examination of child patients. Furthermore, this part includes an annotated sample of an examination protocol and provides examples of several studies dealing with myelination of the brain's white matter mapped by different techniques of magnetic resonance imaging.

Keywords:

Magnetic resonance. Myelination. Radiologist assistant.

OBSAH

ÚVOD.....	12
1 MYELINIZACE	14
2 MAGNETICKÁ REZONANCE	16
2.1 HISTORIE MAGNETICKÉ REZONANCE	16
2.2 PRINCIP MAGNETICKÉ REZONANCE	17
2.3 POPIS PŘÍSTROJE MAGNETICKÉ REZONANCE.....	20
2.4 TECHNICKÉ ZÁZEMÍ MAGNETICKÉ REZONANCE	23
2.5 ZPRACOVÁNÍ OBRAZU MAGNETICKÉ REZONANCE.....	23
2.6 ARTEFAKTY OBRAZU MAGNETICKÉ REZONANCE.....	24
2.7 PRAVIDLA PRO POHYB OSOB NA PRACOVIŠTI.....	25
2.8 KONTRAINDIKACE, OMEZENÍ A RIZIKA VYŠETŘENÍ.....	25
3 KONTRASTNÍ LÁTKY	27
3.1 MECHANISMUS ÚČINKU KONTRASTNÍCH LÁTEK.....	27
3.2 PRAVIDLA PODÁVÁNÍ KONTRASTNÍCH LÁTEK	27
3.3 NEŽÁDOUCÍ ÚČINKY KONTRASTNÍCH LÁTEK	28
3.4 KONTRASTNÍ LÁTKA DOTAREM.....	28
3.5 KONTRASTNÍ LÁTKA GADOVIST	29
4 METODY ZOBRAZENÍ VÝVOJE MYELINIZACE.....	32
4.1 T1 VÁŽENÝ OBRAZ	33
4.2 T2 VÁŽENÝ OBRAZ.....	33
4.3 PROTON DENSITY VÁŽENÝ OBRAZ.....	33
4.4 SPIN ECHO	34
4.5 TURBO SPIN ECHO A FAST SPIN ECHO.....	34
4.6 FLUID-ATTENUATED INVERSION RECOVERY.....	35
4.7 INVERSION RECOVERY	35
4.8 SEKVENCE GRADIENT ECHO	35
4.9 MAGNETIZAČNÍ TRANSFER.....	36
4.10 DIFUZNĚ VÁŽENÝ OBRAZ.....	36
5 UKÁZKA VYŠETŘOVACÍHO PROTOKOLU	40

6	ÚLOHA RADIOLOGICKÉHO ASISTENTA	43
7	VÝVOJ MYELINIZACE V OBRAZE MAGNETICKÉ REZONANCE.....	45
7.1	PRENATÁLNÍ VÝVOJ.....	45
7.2	VÝVOJ MYELINIZACE V PRVNÍM ROCE	46
7.2.1	VÝVOJ V PRVNÍM MĚSÍCI.....	47
7.2.2	VÝVOJ MEZI PRVNÍM A ČTVRTÝM MĚSÍCEM VĚKU	48
7.2.3	VÝVOJ MEZI ČTVRTÝM A OSMÝM MĚSÍCEM VĚKU.....	49
7.2.4	VÝVOJ MEZI OSMÝM A DVANÁCTÝM MĚSÍCEM VĚKU.....	49
7.2.5	VÝVOJ V DRUHÉM ROCE ŽIVOTA	50
8	VÝVOJ MYELINIZACE V OBRAZE FLAIR	51
9	VÝVOJ MYELINIZACE Z HLEDISKA OBJEMU	54
9.1	STANOVENÍ STUPNĚ MYELINIZACE POMOCÍ MYELIN WATER FRACTION	58
	DISKUZE	62
	ZÁVĚR	63
	SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY.....	64
	PŘÍLOHY	

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

ADC.....	apparent diffusion coefficient
COR.....	koronální
DTI	diffusion tensor imaging
DWI.....	diffusion weighted image
FLAIR.....	fluid-attenuated inversion recovery
fMR	funkční magnetická rezonance
FOV.....	field of view
GE.....	gradient echo
GdKL	gadoliniová kontrastní látka
IR	inversion recovery
mcDESPOT.....	multicomponent driven equilibrium single pulse observation
MD.....	mean difuzivita
MR	magnetická rezonance
MT.....	magnetizační transfer
MWF.....	myelin water fraction
PDW.....	proton density weighted image
RA	radiologický asistent
SAG.....	sagitální
SE.....	spin echo
TSE.....	turbo spin echo
SUKL	Státní ústav pro kontrolu léčiv
RF	radiofrekvenční
T	tesla
TE	time to echo, čas echa
TR	time to repeat, repetiční čas
TRA.....	transverzální
T1W	T1 weighted image (vážený obraz)
T2W	T2 weighted image (vážený obraz)

Zdroj: [1, 2, 3]

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 Myelin	15
Obrázek 2 Magnetický moment.....	17
Obrázek 3 Podélná magnetizace	19
Obrázek 4 Příčná magnetizace.....	19
Obrázek 5 Relaxační časy T1 a T2 některých biologických tkání pro $B_0 = 1,5T$	19
Obrázek 6 Poloha gradientových cívek X,Y a Z	21
Obrázek 7 Schéma magnetické rezonance.....	22
Obrázek 8 Ukázka typických nastavení.....	34
Obrázek 9 Různé možnosti 2D prezentace DWI a DTI dat.....	38
Obrázek 10 Difuzní MRI a ukázka traktografie	39
Obrázek 11 Myelinizace v 38 týdnu	46
Obrázek 12 Příklad myelinizace po porodu.....	47
Obrázek 13 Příklad myelinizace 1. měsíc.....	48
Obrázek 14 Příklady myelinizace přehled	49
Obrázek 15 Myelinizace v T1W, T2W a FLAIR	52
Obrázek 16 rozložení podle věku	54
Obrázek 17 Příklady vývoje myelinizace v T1, T2 a PD	55
Obrázek 18 Vývoj myelinizace.....	56
Obrázek 19 Vývoj objemu myelinizované bílé hmoty v závislosti na čase	56
Obrázek 20 3D model vývoje myelinizace.....	57
Obrázek 21 Porovnání vývoje myelinizace pro různé oblasti bílé hmoty v závislosti na věku.....	59
Obrázek 22 Trojrozměrné zobrazení vývoje myelinizace bílé hmoty během prvního roku života. 3D mapa zobrazuje voxely s hodnotou MWF alespoň 3,5 %.....	60

ÚVOD

Vyšetření magnetickou rezonancí je prozatím jedinou dostatečně funkční metodou zobrazení vývoje a patologií myelinizace bílé hmoty mozkové in vivo. Jako taková zaujímá tato metoda nezastupitelnou úlohu v neurologii a během posledních desetiletí značně přispěla k našemu poznání v tomto oboru. Tato práce je zaměřena na vývoj myelinizace v prvních letech života.

Cílem bakalářské práce je popsat úlohu radiologického asistenta, vysvětlit principy vyšetření bílé hmoty mozkové, použitou techniku a vyšetřovací metody.

Teoretická část obsahuje stručný popis myelinizace bílé hmoty mozkové, popis principu magnetické rezonance a přístroje samotného. V následující kapitole jsou popsány metody vyšetření a použití kontrastních látek.

Úvod praktické části je věnován náplni práce radiologického asistenta a specifikům vyšetření centrální nervové soustavy dětských pacientů magnetickou rezonancí. Dále je uvedena komentovaná ukázka vyšetřovacího protokolu a popsány příklady několika studií zabývajících se zobrazením myelinizace bílé hmoty mozkové různými technikami magnetické rezonance.

Popis rešeršní strategie

Vyhledávání odborných publikací, které byly následně využity pro tvorbu bakalářské práce s názvem Myelinizace v obraze magnetické rezonance, proběhlo v časovém období září 2016 až leden 2017. Pro vyhledávání bylo použito elektronických databází Bibliographia medica Čechoslovaca, Katalogy knihoven systému Medvik, PubMed a vyhledávače Google.

Jako klíčová slova byla zvolena v jazyce českém: bílá hmota mozková, magnetická rezonance, myelinizace, vývoj. V jazyce anglickém byly těmito slovy: growing, magnetic resonance imagining, myelination, white matter.

Hlavní kritéria pro zařazení dohledaných článků do zpracování bakalářské přehledové práce byla - plnotext odborné publikace (meta-analýza, systematické přehledy nebo randomizovaná kontrolovaná studie), tematicky odpovídající stanoveným cílům bakalářské práce a specifické klinické otázky ve formátu PICO, v českém, nebo anglickém jazyce, vydaný odbornými recenzovanými periodiky v časovém období 1999 až současnost.

1 MYELINIZACE

S termínem myelin se poprvé setkáváme v druhé polovině 19. století, kdy jím německý lékař a patolog Rudolf Virchov nazval pochvu tvořící obal nervových vláken. Myelinizace nervových vláken je zcela zásadní pro rychlost vedení nervového vzruchu, a to jak v centrálním, tak i periferním nervovém systému. Obecně platí, že čím je silnější myelinová pochva, tím větší je rychlost přenosu vzruchu příslušným nervem.

Myelin tvoří v centrálním nervovém systému podstatnou část bílé hmoty. Je však přítomen i v periferním nervovém systému a jeho přítomnost je podmínkou správné funkce nervových vláken.

Bílé hmotě propůjčuje myelin její charakteristické zbarvení. Myelin je ovšem v menším množství přítomen i v šedé hmotě mozkové, méně v mozkové kůře, více v thalamu a centrální šedi. Bílá hmota obsahuje kromě myelinizovaných vláken různé typy neuroglie, což jsou převážně oligodendrocyty a astrocyty. Neobsahuje naopak žádné neurony.

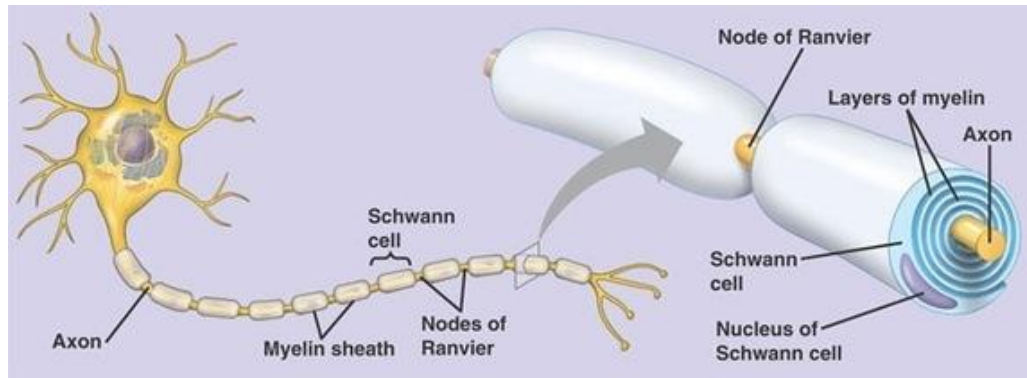
Oligodendrocyty jsou středně velké gliové buňky s malým počtem krátkých výběžků. Hlavní funkcí oligodendrocytů je tvorba myelinu. V mikroskopickém obraze lze sledovat kontinuitu oligodendrocytů a myelinových pochev. Myelinová pochva je součástí oligodendrocytu, resp. je tvořena jeho buněčnou stěnou.

Výběžek oligodendrocytu se oplošťuje a obaluje nervové vlákno. Vychází sice z cytoplazmy uvedené buňky, má však jiné chemické složení a je postupně transformován v myelin. Oligodendrocyty se rovněž nachází i v šedé hmotě mozkové, kde těsně obklopují neurony. Tyto nazýváme satelitní oligodendrocyty.

V periferním nervovém systému je myelin tvořen Schwannovými buňkami. Jednotlivé součásti myelinu jsou vytvářeny v Golgiho aparátu a endoplazmatickém retikulu, odkud jsou plazmou transportovány do buněčné membrány.

Schwannova buňka má pouze jeden výběžek, který je přestavěn v myelinovou pochvu. Tato přestavba probíhá rotací Schwannovy buňky kolem axonu a jeho obalením myelinem. U oligodendrocytu, který má výběžků několik, by tento postup

technicky možný nebyl, proto výběžek uvnitř prvního obalu rotuje, poslední otáčka je tedy vždy nejbližší axonu. Myelinizace je energeticky velmi náročný proces, který ovlivňují různé patologické stavy a poruchy. Znalost postupu myelinizace je zásadní pro posuzování patologických stavů spojených s poruchou myelinizace. [4, 5]



Obrázek 1 Myelin

Zdroj: http://ffden-2.phys.uaf.edu/212_spring2007.web.dir/grace_peterson/Neuron%20Structure.html

2 MAGNETICKÁ REZONANCE

Magnetická rezonance je neinvazivní radiologická zobrazovací metoda, která nám bez radiační zátěže pro pacienta dokáže poskytnout informace o vnitřní stavbě těla, orgánů a jejich funkci. Tato metoda je založena na fyzikálním jevu nukleární magnetické rezonance, který využívá interakci některých atomových jader umístěných v silném magnetickém poli s vysokofrekvenčním elektromagnetickým polem. Výsledkem této interakce je měřitelný elektromagnetický signál v oblasti rádiových vln, ze kterého jsme schopni rekonstruovat výsledný obraz.

2.1 HISTORIE MAGNETICKÉ REZONANCE

V roce 1938 zveřejnil fyzik Isidor I. Rabi princip metody měření magnetických vlastností atomů, částic jádra i molekul a otevřel tím teoretickou cestu pro budoucí vznik MR. Za tento objev obdržel roku 1944 Nobelovu cenu za fyziku.

První návrh na použití tohoto jevu jako zobrazovací metody pochází z roku 1972. Raimond Vahan Damadian, americký vědec arménského původu, navrhl použít MR jako tomografickou zobrazovací metodu. První řez živým organismem získali v roce 1974 americký chemik lucemburského původu P.C. Lautenbur a profesor J.M.S. Hutchinson z University of Aberdeen při vyšetření laboratorní myši.

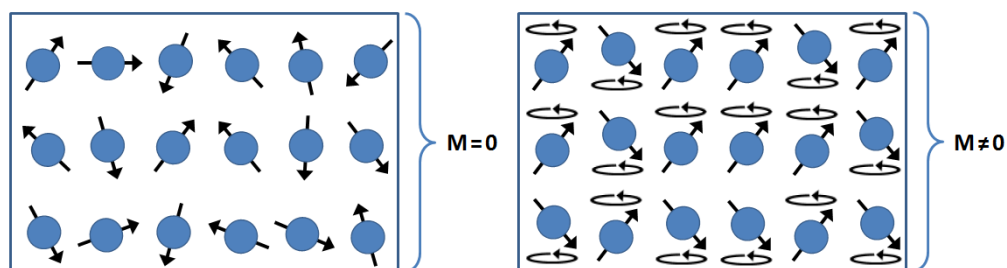
První sken lidské tkáně, konkrétně prstu, získali anglický fyzik P. Mansfield a A.A. Maudsley v roce 1976. Skutečného rozvoje se však MR dočkala až s nástupem výkonných počítačů, které tvoří nedílnou součást každého přístroje MR. Ze zřejmých důvodů je MR velmi náročná na výpočetní výkon při zpracování naměřených dat. Vzhledem ke složitosti přístroje a vysokým nárokům na přesnost i výkon, zůstává cena MR přístrojů vysoká a pohybuje se v desítkách milionů korun. [4, 6]

2.2 PRINCIP MAGNETICKÉ REZONANCE

Princip MR je poměrně složitý a souvisí s kvantovou fyzikou. Proto si obvykle pro lepší pochopení pomáháme převodem pojmů z kvantové fyziky do klasické mechaniky. Nejčastěji se v souvislosti s principem MR užívá pojem vektor. Je to fyzikální veličina, která nám určuje směr, velikost a počátek působení magnetického pole. Obvyklým grafickým vyjádřením vektoru je šipka.

Atomová jádra prvků se skládají z neutronů a protonů. Protony jsou kladně nabitě částice, které rotují kolem své osy, tento pohyb se nazývá spin. V okolí těchto nabitých částic vzniká magnetické pole, které nazýváme magnetický moment. Vykazují ho pouze jádra s lichým počtem protonů.

Pro naše účely jsou nejvhodnější jádra vodíku, jenž je obsažen ve 2/3 lidské tkáni a jehož magnetický moment lze dobře měřit. V lidské tkáni se magnetické momenty navzájem ruší, neboť jsou osy protonů vodíku orientovány nahodile a proto je navenek jejich magnetický moment roven nule. Když však umístíme protony do statického magnetického pole, uspořádají se rovnoběžně se siločarami. Většina protonů se zorientuje do paralelního postavení, menší část bude otočena o 180°, tedy v postavení antiparalelním.



Obrázek 2 Magnetický moment

Zdroj: SEDLÁŘ, 2014, s. 69

Obrázek 2: Látka umístěná mimo magnetické pole: Magnetické momenty částic látky jsou orientovány náhodně všemi směry, navzájem se vruší a celkový magnetický moment látky (vektor magnetizace) je roven nule ($M=0$).

Látka umístěná v magnetickém poli: Magnetické momenty částic látky se zorientují souhlasně nebo nesouhlasně se směrem vnějšího magnetického pole. Počet částic zorientovaných v souhlasném směru (nižší energie) převyšuje počet částic

zorientovaných nesouhlasně (vyšší energie) se směrem vnějšího pole a vektor magnetizace bude nenulový.

Statické pole, jehož jednotkou je T, způsobuje dále precesi. Precese je rotační pohyb protonu v transversální rovině, na obvodu pomyslného kužele. Přirovnává se k rotaci dětské káči. Ovšem i když se každý proton otáčí po stejné kruhové dráze a stejnou rychlostí, nachází se každý na jiném místě kružnice. Jejich rotace tudíž není ve fázi, ale jsou rozfázované. V této pozici je jejich magnetický moment v porovnání se siločarami extrémně malý a téměř neměřitelný.

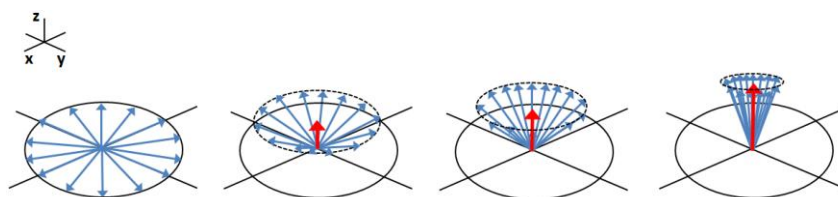
Pokud však dodáme protonu energii zvnějšku pomocí vhodného vysokofrekvenčního impulzu, jehož frekvence je blízká rozsahu krátkých rozhlasových vln, dojde k excitaci, kdy se proton díky získané energii vychýlí o 90 nebo 180°. Dojde k takzvanému překlopení spinu. Frekvence radiofrekvenčního pulzu musí odpovídat Larmorově frekvenci daného prvku, jinak ji protony nepřijmou. Právě tento jev se nazývá rezonance.

Po vyslání radiofrekvenčního pulzu se precese protonů sfázuje, začnou rotovat synchronně a jsou zdrojem zvýšené transversální magnetizace. Transverzální magnetizace se zvětšuje do maxima a longitudální magnetizace se naopak utlumuje.

Po ukončení radiofrekvenčního impulzu se vybuzený proton postupně vrací do své původní polohy a dochází k opětovnému rozfázování precese. Nastává takzvaná relaxace. Relaxace protonu obvykle trvá déle než excitace a označuje se zkratkou TR. Při tomto ději dochází ke vzniku elektromagnetického záření, které se pohlcuje v okolních tkáních. Uvolňování této energie z transversální magnetizace se děje postupně a jeho intenzita exponenciálně klesá.

Tato elektromagnetická energie je měřitelná a pomocí cívek s vodiči ze zlata nebo mědi se převádí na elektrickou energii, jež se potom měří. Příjem signálu magnetického momentu se nazývá Echo.

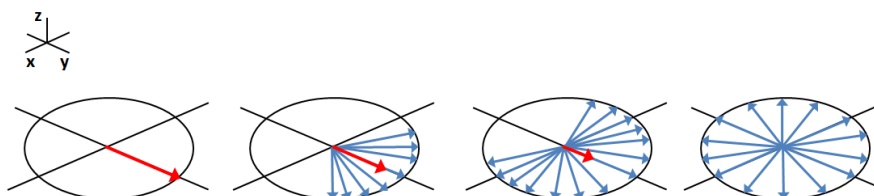
V longitudální rovině se magnetizace, která byla při excitaci utlumena, postupně vrací do normálu. Doba, za kterou se tak stane, se nazývá čas T1. To je čas, za který podélná magnetizace dosáhne 63% původní hodnoty. Je stanovena takto, protože čekání na úplný návrat do původního stavu by neúměrně prodlužovalo vyšetření.



Obrázek 3 Podélná magnetizace

Zdroj: SEDLÁŘ, 2014, s. 77

Podobně doba T_2 je čas, kdy v transverzální rovině dosáhne příčná magnetizace 37 % původní hodnoty. Příčná transversální magnetizace způsobuje ztrátu soufázovosti precesního pohybu magnetických momentů částic látky a vede k zániku transversální složky vektoru magnetizace v rovině xy .



Obrázek 4 Příčná magnetizace

Zdroj: SEDLÁŘ, 2014, s. 79

Zde platí, že velikost magnetizace v transverzální rovině je ovlivněna velikostí rotujících molekul, ale i chemickým složením tkání. Platí, že tkáň s vysokým obsahem vody (tekutin) mají dlouhý relaxační čas. Naopak tuková tkáň s velkými makromolekulami má relaxační čas krátký. Rozdíly relaxačních časů v různých normálních a patologických tkáních je základem MR zobrazování.

Tkáň	T1 (ms)	T2 (ms)
Tuk	240-250	60-80
Krev (deoxygenovaná)	1350	50
Krev (oxygenovaná)	1350	200
Mozkomíšní tekutina (podobné čisté vodě)	4200-4500	2100-2300
Sedá hmota mozku	920	100
Bílá hmota mozku	780	90
Játra	490	40
Ledviny	650	60-75
Svaly	860-900	50

Obrázek 5 Relaxační časy T1 a T2 některých biologických tkání pro $B_0 = 1,5T$

Zdroj: SEDLÁŘ, 2014, s. 80

Při použití magnetické rezonance v diagnostickém zobrazování vzniká potřeba lokalizace jednotlivých protonů v trojrozměrném prostoru. K tomu slouží přídatná gradientní pole. Tato jsou vložena do hlavního statického magnetického pole ve třech na sobě kolmých rovinách x , y , z .

Po zapnutí určují gradientní cívky rovinu řezu a šířku vrstvy. Síla gradientního pole je mnohem slabší než síla pole hlavního a měří se proto v mT. Silné gradientní pole má vysoký rozdíl mezi opačnými konci (např. 20 mT/m a 10 mT/m). Síla gradientního pole umožňuje vyšší rozlišení a rychlejší registraci dat. [2, 3, 6, 7]

2.3 POPIS PŘÍSTROJE MAGNETICKÉ REZONANCE

Základ přístroje MR se skládá z hlavního magnetu, obvykle supravodivého, několika radiofrekvenčních cívek a množství elektrických i elektronických komponent. Hlavní součástí MR je magnet. Pro konstrukci MR přístrojů se používají tři typy magnetů. [7]

Nejčastěji se jedná o supravodivý magnet, který umožňuje dosahovat intenzity magnetického pole i 3T a více. Pro dosažení supravodivosti je však nutno udržovat teplotu kapalného hélia, které slouží jako chladicí médium, na teplotě blízké absolutní nule, tedy kolem -269 °C. Díky vysoké intenzitě magnetického pole dosahuje tento typ vysokých rozlišovacích schopností. Nevýhodou jsou vysoké pořizovací a provozní náklady.

U přístrojů s intenzitou magnetického pole maximálně 0,3 T je možné použít permanentní magnety. Nevýhodou je vysoká hmotnost a nižší rozlišovací schopnost vzhledem k nízké intenzitě magnetického pole. Výhodami jsou nižší pořizovací cena, lepší tkáňový kontrast a velmi nízká spotřeba elektrické energie.

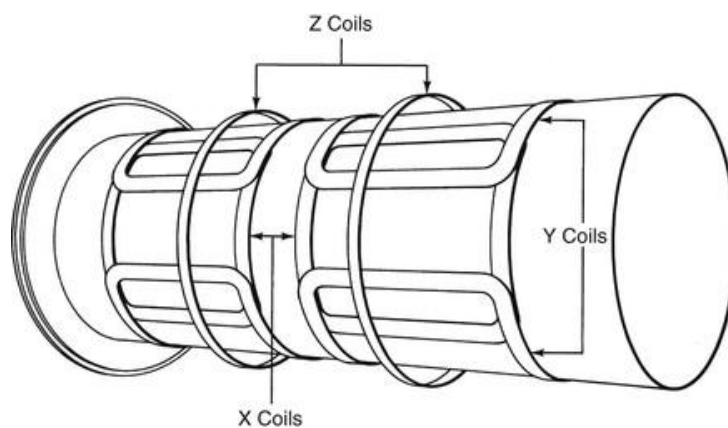
Mezistupeň mezi permanentními a supravodivými magnety tvoří přístroje zkonstruované na principu rezistentního (odporového) magnetu. Je to v podstatě elektromagnet, jenž generuje magnetické pole průtokem elektrického proudu o vysoké intenzitě vodiči.

Dosahují o něco vyšších intenzit magnetického pole než magnety permanentní. Vyžadují však intenzivní chlazení, protože se průchodem proudu silně zahřívají a mají proto poměrně vysoké náklady na provoz a chlazení. Výhodou je, že přístroje na bázi

rezistentních a permanentních magnetů lze úspěšně použít pro vyšetření klaustrofobických pacientů. Jejich konstrukce je totiž otevřená. [5, 7, 8]

Další důležitou součástí MR jsou radiofrekvenční cívky o různých funkcích. Jsou to v první řadě volumové cívky, jež slouží k vysílání radiofrekvenčních pulzů, které excitují protony vyšetřované tkáně z paralelního do antiparalelního postavení. Rovněž mohou sloužit jako přijímací celotělová cívka. Kvalita zobrazení však bude horší než u cívek povrchových.

Následují cívky gradientové, které vytvářením přídatných magnetických polí, gradientů, umožňují získat údaje o prostorové orientaci vyšetřované tkáně v magnetickém poli. Gradientové cívky jsou zdrojem hluku při MR vyšetření.



Obrázek 6 Poloha gradientových cívek X,Y a Z

Zdroj: radiologykey.com

Vyrovnávací cívky, jak jejich název napovídá, vyrovnávají nehomogenity v magnetickém poli. Pro kvalitní zobrazení vyšetřovaných tkání je dokonalá homogenita magnetického pole naprosto nezbytná. Tyto tři typy cívek jsou integrovány přímo v MR přístroji a jsou viditelné pouze po demontáži krytů.

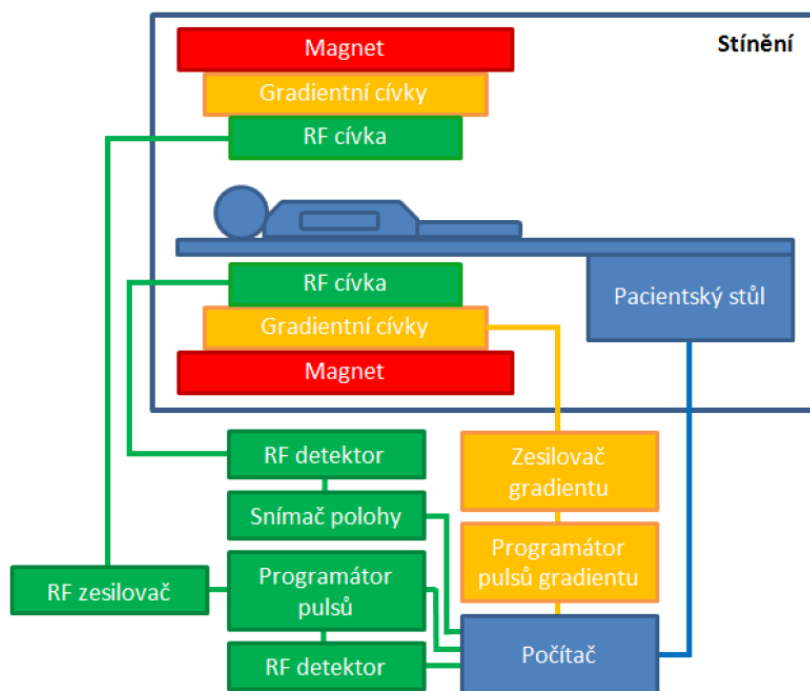
Posledním typem jsou povrchové cívky. Jsou to cívky, které obsluha přikládá k vyšetřovaným částem těla. Tyto cívky jsou anatomicky tvarovány podle svého účelu.

Slouží jako přijímač pro měřený signál z vyšetřované tkáně a díky příjmu z bezprostřední blízkosti je dosahováno lepšího poměru signál/šum a kvality zobrazení. Cívky jsou obvykle pojmenovány podle částí těla, k jejichž vyšetření slouží. Pro vyšetření bílé hmoty mozku používáme primárně cívky hlavové a spinální. [5, 8, 9, 10, 11]

Hlavové cívky dělíme na kvadraturní (CP - Circular Polarized), které tvoří jeden celek obklopující hlavu pacienta nebo novější a technologicky vyspělejší cívky Phased-array. Tyto cívky jsou osazeny na sobě nezávislými elementy, jejichž úkolem je vyhlazování magnetického pole ve vyšetřované oblasti z důvodu nerovnoměrného signal to noise ratio v centrálních a periferních oblastech mozku. Jejich největší výhodou je možnost použít techniku paralelní akvizice dat, která dokáže urychlit MR zobrazování.

Pro vyšetření míchy jsou k dispozici dva druhy spinálních cívek. Prvním typem jsou opět cívky Circular Polarized a cívky lineární, tedy Linearly Polarized. Tyto jsou nahrazovány moderními segmentovými cívkami Phased-array. Cívky pro vyšetření páteře mají několik nezávislých segmentů, které lze podle potřeby zapínat a vypínat, čímž lze získat vyšší signal to noise ratio a dosáhnout tak kvalitnějšího zobrazení. Míchu v úseku krční páteře je obvykle možno vyšetřit hlavovou cívkou.

U cívek Phased-array lze také použít větší FOV, prakticky až 50 cm. U starých CP a LP cívek byla tato hodnota maximálně 40cm. Platí však, že s větším FOV buď klesá rozlišení výsledného obrazu, nebo můžeme vyšší rozlišení zachovat za cenu prodloužení času sekvence. [4, 8, 9, 10, 11]



Obrázek 7 Schéma magnetické rezonance

Zdroj: SEDLÁŘ, 2014, s. 1014

2.4 TECHNICKÉ ZÁZEMÍ MAGNETICKÉ REZONANCE

Vzhledem k tomu, že je magnetická rezonance složité zařízení citlivé na radiofrekvenční rušení, musí být celé zařízení umístěno v odstíněné vyšetřovně. V jejích stěnách je v podstatě zabudována Faradayova klec, která ji dokonale izoluje od rušivých radiofrekvenčních signálů z okolního prostředí. Přístroj samotný váží v některých případech i desítky tun a musí být umístěn na dokonale stabilním podloží.

Kromě samotné vyšetřovny je nezbytná ovladovna přístroje pro obsluhu a prostory pro přípravu pacienta a aplikaci kontrastní látky. Dále technická místnost, ve které se nachází příslušenství MR přístroje, jehož většinu není možné vystavit vlivu magnetického pole. Obvykle se jedná o dva okruhy chlazení – jeden pro hlavní magnet, druhý pro zbytek stroje. Zesilovače gradientu pro každý vstup cívky a rekonstruktor, což je v podstatě pracovní stanice, jež má na starost zpracování naměřených dat před jejich odesláním a zobrazením na terminálu obsluhy. Samozřejmostí je dostatečně dimenzovaný přívod elektřiny. [7, 11]

2.5 ZPRACOVÁNÍ OBRAZU MAGNETICKÉ REZONANCE

Získání obrazu z MR je závislé na kódování prostorových souřadnic a na výběru vyšetřované vrstvy. Ta je určována gradientními cívkami (v závislosti na Larmorově frekvenci), které nám určují tři základní roviny magnetických momentů – XYZ. Prostorové souřadnice se kódují v horizontálním směru, nebo jako spirála.

Vlastní rekonstrukce dat je velmi složitý proces na bázi nejvyšší matematiky, založený na Fourierově transformaci. To je matematický proces, který v podstatě převádí signály z trojrozměrného těla do dvourozměrného obrazu, jeho geometrickým vyjádřením je sinusoida. K-prostor je plocha, kde se shromažďují všechny signály získané při vyšetření. V jeho centru je podstatně výraznější signál než na periferii. Při použití moderních metod se signály na periferii vynulují a dochází ke zkrácení doby rekonstrukce a tvorby obrazu. Vzniklá kvalita tohoto obrazu se hodnotí z kontrastu a prostorového rozlišení detailů. Výsledný obraz závisí na vnitřních a vnějších podmínkách.

Nejdůležitější vnitřní podmínkou je počet protonů v tkáni, čím více, tím je měřený signál lepší. Dále je to magnetická susceptibilita, to značí schopnost tkáně stát se magnetickou. Roli hraje též doba relaxačních časů pro jednotlivé druhy tkání.

Vnější podmínky jsou námi ovlivnitelné. Můžeme například upravit hodnoty TR a TE, a tím měnit intenzitu signálu. Důležitá je homogenita pole B₀, její úprava je součástí pravidelných revizí přístroje. U velikosti matice a šířky vrstvy teoreticky platí, že čím je menší objem voxelů, tím je obraz detailnější, ale zároveň abnormálně vzroste šum, sníží se kvalita obrazu a máme horší poměr signál/šum.

Tenká šířka vrstvy též vede k lepšímu rozlišení, ale velkému šumu, proto se v praxi při běžných vyšetřeních používá šířka vrstvy 5–6 mm. Kvalitu obrazu ovlivňuje i počet excitací – čím větší počet, tím kvalitnější obraz. Nevýhodou je prodloužení času vyšetření. Jen jednu excitaci používá sekvence single-shot, která s měřením a rekonstrukcí trvá jen několik vteřin.

Šum tvoří nahodilé elektrické mikroproudy z celého těla mimo vyšetřovanou vrstvu. Důležité je nastavení parametrů vyšetření tak, aby poměr signál/šum (Signal-to-noise ratio) byl co nejvhodnější. Velikost šumu je v neposlední řadě ovlivněna též kvalitou cívek. Celotělová cívka má větší šum než povrchová, protože detekuje mikroproudy z celého těla. [2, 7]

2.6 ARTEFAKTY OBRAZU MAGNETICKÉ REZONANCE

V průběhu vyšetření MR vznikají v obraze artefakty. Některé závisí na biologických pochodech v těle pacienta, jiné jsou projevem nedostatků MR přístroje. Artefakty definujeme jako falešné změny intenzity signálu, tvaru a polohy pacienta.

Jsou to artefakty pohybové, které vznikají například dýcháním, střevním pohybem nebo tokem krve. Artefakty chemického posunu (chemical shift) jsou dané změnou Larmorovy frekvence v okolí vyšetřované roviny. Projevují se snížením, nebo zvýšením intenzity signálu ve směru fázového kódování na rozhraní tkání s velkým obsahem tuku a vody.

V souvislosti s vyšetřením myelinizace může být tento jev patrný na rozhraní mozkové tkáně a likvoru. Posledním typem jsou artefakty způsobené nehomogenitou

magnetického pole. Nehomogenní složky mohou zkreslit signál i geometrii obrazu. Příčinou může být i přítomnost střepin, kovových implantátů a dokonce i make-up či tetování s obsahem kovových pigmentů. [2, 7]

2.7 PRAVIDLA PRO POHYB OSOB NA PRACOVISTI

Pro pohyb na vyšetřovně MR platí specifická pravidla. Je nutno si uvědomit, že například pole o síle 3T je 60 000x silnější než přirozené magnetické pole Země. Z tohoto důvodu je nutno striktně dodržovat bezpečnostní předpisy a každá osoba vstupující na vyšetřovnu musí být řádně poučena.

Na vyšetřovnu je zakázáno vstupovat s feromagnetickými předměty. Imobilní pacienty je nutno před vstupem do vyšetřovny přeložit na speciální nemagnetické křeslo nebo lůžko. Všechny přístroje a nástroje vnášené do magnetického pole musí být určeny pro práci v silném magnetickém poli. Povinností obsluhujícího personálu je informovat o tomto všechny osoby vstupující na vyšetřovnu a vše pečlivě kontrolovat.

2.8 KONTRAIKACE, OMEZENÍ A RIZIKA VYŠETŘENÍ

Absolutní kontraindikací pro vyšetření MR mohou být kardiostimulátory nebo kochleární implantáty. Nové typy kardiostimulátorů jsou již obvykle MR kompatibilní, avšak vyžadují speciální režim při MR vyšetření.

Kovová tělesa, například střepiny v nevhodných místech (oko, mozek atd.) se mohou v magnetickém poli pohybovat a způsobit poškození tkáně.

Kovové materiály v těle nebo na povrchu těla (kloubní náhrady, projektily, šrapnely, zubní výplně, korunky atd.) mohou působit zahřívání, pálení, nebo svědění.

Omezení mohou působit ušní implantáty, naslouchadla nebo velká tetování s obsahem kovových pigmentů ve vyšetřované oblasti. Pokud je to možné, neprovádí se vyšetření MR v prvním trimestru těhotenství. Velkým problémem je vyšetření klaustrofobických pacientů. Pokud je to nutné, obvykle probíhá v analgosedaci. [9, 12]

Vyšetření MR probíhá ve velmi silném magnetickém poli. V některých případech se mohou objevit závratě nebo tachykardie. Magnetické pole může do dutiny magnetu vtáhnout feromagnetické předměty ze vzdálenosti až několik metrů. Hrozí poškození elektronických zařízení a magnetických médií (kreditní karty, datové disky aj.) v okolí přístroje. Může dojít k pohybu kovových implantátů nebo jiných kovových těles v těle, případně poškození elektronických implantátů.

Vlivem časově proměnných gradientních magnetických polí dochází ke značné hladině hluku, která může vést k poškození sluchu nebo bolestem hlavy. Působením vysokofrekvenčního RF pole může dojít k ohřevu tkání a popáleninám.

Ke chlazení hlavního magnetu se používají kryogenní tekutiny. V případě úniku se rychle odpařují a expanze plynu vytěsňuje kyslík, proto se na moderních pracovištích sleduje hladina kyslíku na vyšetřovně. [9, 12, 13]

3 KONTRASTNÍ LÁTKY

Pokud se podíváme na hodnoty a grafy relaxačních časů některých tkání je zřejmé, že dvě odlišné tkáně mohou mít podobné nebo stejné relaxační konstanty. Obě tkáně potom poskytují stejný signál a ve výsledném obraze je nelze rozlišit. Aplikujeme-li do těla pacienta vhodné MR kontrastní látky, lze s jejich pomocí zesílit signál určitých tkání (nádorů, hematomů apod.). Výhodou kontrastních látek používaných pro MR je minimální výskyt nežádoucích účinků. [12]

3.1 MECHANISMUS ÚČINKU KONTRASTNÍCH LÁTEK

Jedná se zejména o některé paramagnetické látky. Nejčastěji jsou to sloučeniny gadolinia, manganu nebo železa. Tyto sloučeniny kovů se pro aplikaci chemicky naváží k vhodným látkám (nosičům), např. dyethylén-triamino-penta-octové kyselině, které jsou specificky vychytávány pouze určitými tkáněmi. [12]

Oproti zobrazované tkáni mají tyto kontrastní látky značně odlišnou Larmorovu frekvenci, proto ovlivňují relaxační mechanismy a pozměňují relaxační časy T1 a T2 tkáně. Ovlivnění relaxačního času T1 kontrastními látkami bývá mnohem větší (zhruba o desítky procent), než ovlivnění relaxačního času T2 (zhruba o jednotky procent). Nejčastěji podávanými kontrastními látkami jsou ty na bázi gadolinia, dále jen GdKL. [12]

3.2 PRAVIDLA PODÁVÁNÍ KONTRASTNÍCH LÁTEK

Obecným pravidlem pro podávání kontrastních látek je princip ALARA, tj. podat nejmenší množství nezbytné k dosažení diagnostické informace. Vždy je nutné individuálně zvážit, zda podání GdKL je nezbytně nutné k získání nové diagnostické informace. Při aplikaci GdKL dbáme pokynů uvedených v příbalové informaci o přípravku. [14]

3.3 NEŽÁDOUCÍ ÚČINKY KONTRASTNÍCH LÁTEK

Při podání jakékoliv GdKL může ve velmi vzácných případech dojít ke vzniku akutní alergoidní reakce, obzvláště u osob s významnou alergickou anamnézou. Její léčba se liší dle závažnosti a charakteru (bronchospasmus, hypotenze, tachykardie, křeče, laryngeální edém, plicní edém, anafylaktický šok) a je shodná s léčbou alergoidních reakcí na jodové kontrastní látky. Aplikující personál musí být obeznámen s postupy při jejich výskytu. Léky pro zvládnutí alergoidní reakce musí být na MR pracovišti okamžitě dostupné. Jako ukázkou kontrastních látek používaných pro vyšetření mozku dětských pacientů můžeme použít dvě nejčastěji používané kontrastní látky na pracovišti magnetické rezonance VFN Praha. [14]

3.4 KONTRASTNÍ LÁTKA DOTAREM

Dotarem je paramagnetická kontrastní látka k intravenóznímu podání pro zvýšení kontrastu při vyšetření magnetickou rezonancí u dětí i dospělých. Léčivou látkou je acidum gadotericum (kyselina gadoterová). Jeden mililitr injekčního roztoku obsahuje 279,32 mg kyseliny gadoterové, což odpovídá 0,5 mmol kyseliny gadoterové. [15]

FARMAKOKINETICKÉ ÚDAJE

Po intravenózním podání se Gd-DOTA rychle distribuuje do extracelulární tekutiny. Na plazmatické bílkoviny se neváže a nepřestupuje neporušenou hematoencefalickou bariérou. Chelátová struktura Gd-DOTA je z chemického hlediska vysoce stabilní a účinná látka nepodléhá metabolizaci. U pacientů s normální funkcí ledvin je plazmatický poločas asi 90 minut.

Vylučuje se v nezměněné formě ledvinami glomerulární filtrací a během 24 hodin je kontrastní látka prakticky úplně vyloučena (93–98 %). Při renální insuficienci se plazmatický poločas prodlužuje, při hodnotách clearance 10–30 ml/min, je plazmatický poločas prodloužen na přibližně 13–14 hodin. Vylučování Gd-DOTA v mateřském mléce je nízké a rovněž přestup přes placentární bariéru je nízký. Dotarem je možno odstranit z organismu hemodialýzou. [15]

INDIKACE PŘI VYŠETŘENÍ MOZKU

Zvýšení kontrastu při vyšetření magnetickou rezonancí u dětí i dospělých cerebrální a spinální MR. Zobrazení patologických struktur CNS při vyšetření hlavy a páteře, mozkové nádory, nádory míchy a okolních tkání. [15]

NOVOROZENCI, KOJENCI A DOSPÍVAJÍCÍ

Vzhledem k nezralé funkci ledvin u novorozenců do 4 týdnů věku a kojenců do prvního roku věku musí podání Dotaremu u těchto pacientů předcházet pečlivá lékařská rozvaha. Novorozencům a kojencům se během vyšetření podává pouze jedna dávka Dotaremu a další injekce nemá být podána dříve než za 7 dní.

Vzhledem k nedostatku informací o účinnosti a bezpečnosti se podání Dotaremu při angiografii nedoporučuje u dětí mladších 18 let. [15]

ZPŮSOB PODÁNÍ

Přípravek se podává pouze striktně intravenózně. Je ho možno podat pomalu intravenózně či jako bolusovou intravenózní injekci. V závislosti na indikaci, typu přístroje a metodice vyšetření se čas mezi aplikací injekce a začátkem vyšetřování může pohybovat mezi jednou minutou až jednou hodinou. [15]

3.5 KONTRASTNÍ LÁTKA GADOVIST

Gadovist je kontrastní látka pro vyšetření mozku, páteře, jater, ledvin a cév (CE-MRA) zobrazovací metodou magnetické rezonance. Léčivou látkou je gadobutrol. Každý mililitr obsahuje 1,0 mmol gadobutrolu (ekvivalentní 604,72 mg gadobutrolum). Pomocnými látkami jsou sodná sůl kalkobutrolu, trometamol, roztok kyseliny chlorovodíkové 1 mol/l a voda na injekci. [16]

FARMAKOKINETICKÉ ÚDAJE

Gadobutrol je rychle distribuován do mimobuněčného prostoru. Vazba na plazmatické proteiny je zanedbatelná.

Při dávce 0,1 mmol gadobutrolu/kg tělesné hmotnosti byla průměrná hodnota 0,59 mmol gadobutrolu na litr plazmy naměřena dvě minuty po injekci a 0,3 mmol gadobutrolu na litr plazmy 60 minut po injekci. Na potkanech bylo prokázáno, že gadobutrol neprochází neporušenou hematoencefalickou bariérou. Průchod placentou byl u králíků nevýrazný, u plodu bylo detekováno 0,01 % dávky podané matce.

U kojících potkanů bylo do mléka vyloučeno méně než 0,1 % z celkové podané dávky. Na základě části dávky vyloučené močí bylo u potkanů zjištěno, že po perorálním podání je absorpce velmi malá, přibližně 5 %. Enterohepatická cirkulace pozorována nebyla. Gadobutrol je eliminován z plazmy, střední konečný poločas je 1,8 hodin (rozpětí 1,33–2,13 hodin).

Gadobutrol je v nezměněné podobě vylučován ledvinami. Extrarenální eliminace je zanedbatelná. U zdravých osob je ledvinová clearance gadobutrolu 1,1–1,7 ml/min/kg a tak je srovnatelná s ledvinovou clearance inzulinu, což ukazuje na fakt, že je gadobutrol vylučován hlavně glomerulární filtrací. Do dvou hodin bylo více než 50 % intravenózně podané dávky vyloučeno v moči. Gadobutrol byl zcela vyloučen během 24 hodin. Ve stolici bylo vyloučeno méně než 0,1 % podané dávky. [16]

INDIKACE PŘI VYŠETŘENÍ MOZKU

Tento přípravek je určen pouze k diagnostickým účelům. Použití Gadovistu je indikováno u dospělých, dospívajících a u dětí od dvou let věku k zesílení kontrastu při kraniální a spinální magnetické rezonanci, zesílení kontrastu při angiografii pomocí magnetické rezonance.

Gadovist může být také použit k MRI snímkování patologických změn v rámci celého těla. Gadovist usnadňuje vizualizaci abnormálních struktur nebo lézí a pomáhá rozlišit zdravou a patologickou tkáň. [16]

NOVOROZENCI, KOJENCI A DOSPÍVAJÍCÍ

U dětí od dvou let a u dospívajících se doporučuje dávka 0,1 mmol Gadovistu na kg tělesné hmotnosti (což je ekvivalent 0,1 ml Gadovistu na kg tělesné hmotnosti) pro všechny indikace. Podávání Gadovistu dětem mladším než dva roky se vzhledem k chybějícím údajům o bezpečnosti a účinnosti nedoporučuje. [16]

ZPŮSOB PODÁNÍ

Tento léčivý přípravek je určen pouze k intravenóznímu podání. Po podání by měl být pacient pod dohledem nejméně půl hodiny, jelikož zkušenosti ukazují, že většina nežádoucích účinků se vyskytne v této době. [16]

4 METODY ZOBRAZENÍ VÝVOJE MYELINIZACE

Metodou plně schopnou proces myelinizace sledovat a hodnotit je magnetická rezonance. Velmi zjednodušeně můžeme vzít MR zobrazování tak, že sleduje podíly tuku a vody v těle a na příslušných snímcích je pak viditelná proporcionalita zastoupení tkání s obsahem lipidů a vody, v mozku tyto změny odpovídají postupu myelinizace. Při zobrazení mozku pro posouzení myelinizace využíváme dominantně T1 a T2 obrazy. Přesný děj, který se odráží v signálových změnách v T1 a T2 obrazech, není zcela prozkoumán, musíme počítat s podílem vody v myelinu, podíly axonální a extracelulární tekutiny.

V období zhruba do 8. měsíce věku dítěte je T1 zobrazení výhodnější a senzitivnější, protože reflektuje spíše zmnožení fosfolipidů v místech probíhající myelinizace, než celkový úbytek vody v mozkové tkáni. V 8. měsíci může mít v T1 obrazech myelinizace mozku „dospělý“ ráz. T2 obrazy jsou citlivější k úbytku tekutin a změna a rozdíl signálu nemusí být tak výrazné, ale dobře využíváme T2 obrazy ve věku po 8. měsíci věku. Například ale změny signálu oblasti mozkového kmene a mozečku jsou detekovatelné lépe v T2 obrazech i před 8. měsícem věku, a proto v protokolu zobrazení dětského mozku prenatalně, od narození až do doby takzvaně ukončené myelinizace se obě sekvence vhodně doplňují a poskytují plastický obraz změn v mozku.

V prvních měsících věku se dobře uplatňují T1 IR obrazy, které mají větší senzitivitu k rozlišení podílů vody a lipidů v mozkové tkáni s detailnějším zobrazením porovnáním s T1 SE obrazy. FLAIR vzhledem k podílu T1 i T2 relaxace a ovlivnění výsledného obrazu je součástí základního protokolu zobrazení myelinizace bílé hmoty po narození. V prvních měsících odráží zvýšený podíl vody v hluboké bílé hmotě mozku a je tedy hypointenzní proti šedé hmotě, převažuje zde T1 informace. Postupně se i hluboká bílá hmota stává hyperintenzní porovnáním s kortexem.

PD obrazy jsou schopné odlišit gliózu od oblastí s probíhající myelinizací, glióza je více intenzní. Zobrazení pomocí tenzorů difuze DTI a frakční FA pomáhají v zobrazování myelinizace mozku se vztahem k mikrostruktuře mozkové tkáně jak prenatalně, tak po narození. Spektroskopie pomocí magnetické rezonance MRS umožňuje posouzení změn spekter metabolitů ve zrající mozkové tkáni, u novorozenců

jsou zvýšené hladiny MyoInositolu a Cholinu, množství NAA se zvyšuje s probíhající myelinizací. Intravenózní aplikace kontrastní látky nemá na detekci myelinizace vliv. Pro běžný protokol zobrazení mozku ve vztahu ke sledování postupu myelinizace volíme základní axiální T2 a FLAIR obrazy po 4 mm, koronální T1 IR 4 mm a sagitální T1 SE 3 mm a DWI. [17]

4.1 T1 VÁŽENÝ OBRAZ

T1W obraz maximalizuje vliv longitudální magnetizace na výsledný kontrast a charakterizuje ho krátké TR a TE. Při použití T1 relativně krátký TR čas neumožní celkovou relaxaci vyšetřovaných tkání a můžeme proto pozorovat charakteristický obraz bílé hmoty mozkové, šedé hmoty a likvoru. Minimální TE téměř neumožňuje pozorovat odlišné zobrazení tkání v T2. Výsledný scan pak v podstatě odpovídá čistým výsledkům signálu T1 s minimalizovaným vlivem T2. Proto se nazývá T1-vážený obraz, neboli T1W. [6, 8, 18]

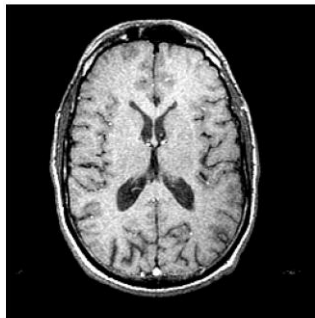
4.2 T2 VÁŽENÝ OBRAZ

T2W obraz maximalizuje vliv transverzální magnetizace na výsledný kontrast a je charakteristický dlouhým TR a TE. U této metody je TR čas naopak velmi dlouhý. Za tuto dobu se vyšetřované tkáně stačí téměř úplně zrelaxovat a proto jejich T1 signál téměř neexistuje. Dlouhá TE doba nám však dává možnost zachytit odlišnosti v postupně relaxujících tkáních na základě signálu T2. Zvláště výrazně se projevuje například u likvoru a u pomalu relaxujících tkání. Do obrazu téměř nezasahuje T1 signál a obraz je celý pod vlivem T2. Nazýváme ho proto T2-vážený, neboli T2W. [6, 8, 18]

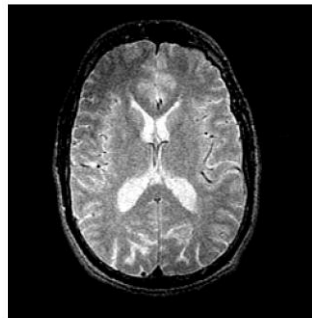
4.3 PROTON DENSITY VÁŽENÝ OBRAZ

PD-vážený obraz maximalizuje vliv longitudální i transverzální magnetizace na výsledný kontrast a charakterizuje ho krátké TE a dlouhé TR. Doba TR je velmi dlouhá a všechny tkáně se proto během ní dokážou zrelaxovat. Dochází k tomu, že rozdíl mezi

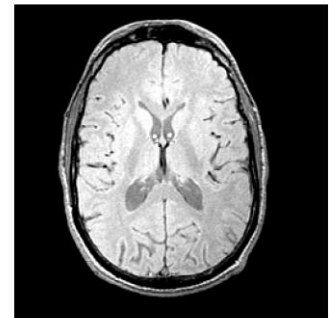
T1 signálem bílé a šedé hmoty mozkové je prakticky neměřitelný. Likvor se drobně odlišuje a na samotném T1 obraze by byl slabě rozlišitelný. TE čas je velmi krátký. V T2 signálu by tedy bílá i šedá hmota mozková vydávala podobně silný signál. Výsledný obraz tedy odpovídá obrazu protonové denzity neboli hustoty. V podstatě nám ukazuje, jak je daná tkáň bohatá na vodíková jádra. [6, 8, 18]



T_1 kontrast
 $T_R = 500$ ms
 $T_E = 20$ ms



T_2 kontrast
 $T_R = 2000$ ms
 $T_E = 80$ ms



PD kontrast
 $T_R = 2000$ ms
 $T_E = 20$ ms

Obrázek 8 Ukázka typických nastavení

Zdroj: <https://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/inside.htm>

4.4 SPIN ECHO

Tato sekvence (spin-echo), se skládá z excitačního 90° a následného refokuzujícího pulsu 180° , který následuje po čase $TE/2$. To způsobí vznik echa v čase TE . To, zda bude výsledný obraz T1 nebo T2 vážený, nám určují délky časů TR a TE . Pokud použijeme relativně krátký čas TR (např. $TR=500$ ms, $TE=15$ ms), bude výsledkem T1W obraz v čase TE . Naopak při dlouhém intervalu TR a dlouhé době TE (např. $TR=2000$ ms, $TE=90$ ms) obdržíme T2-vážený obraz. Tento cyklus se v rámci jednoho vyšetření mnohokrát opakuje. [6, 8, 16]

4.5 TURBO SPIN ECHO A FAST SPIN ECHO

Je možno použít i rychlé SE sekvence, které se označují jako turbo spin echo nebo fast spin echo. Jedná se o použití vícenásobných ech s rozdílným fázovým kódováním.

Mají lepší kontrast díky použití delšího TR, ale dochází k potenciální ztrátě malých detailů. Tyto sekvence poskytují lepší kontrast mezi bílou a šedou hmotou mozkovou. [8, 16]

4.6 FLUID-ATTENUATED INVERSION RECOVERY

Pokud potřebujeme dosáhnout eliminace signálu likvoru nebo tekutiny, lze toho dosáhnout volbou vhodného předřazeného inverzního radiofrekvenčního pulzu, který způsobí, že likvor není zdrojem žádného signálu. V kombinaci s SE sekvencí tedy tuto techniku označujeme jako FLAIR. V podstatě se jedná o vysoce vážený T2 obraz s potlačením signálu vody. V prvních měsících života je FLAIR hypointenzní proti šedé hmotě a odráží zvýšený podíl vody v bílé hmotě mozkové, převažuje zde T1 informace.

Posuzování myelinizace v nízkém věku na základě T2W-FLAIR zobrazení je podle některých autorů kontroverzní, podle dalších autorů má minimální přínos. Bez ohledu na různé názory na tuto sekvenci je důležité znát možnosti zobrazení myelinizace pomocí FLAIR, neboť se s ní často setkáváme při klinickém zobrazování. [6, 8, 16]

4.7 INVERSION RECOVERY

Sekvence IR využívá opačného pořadí pulzů než sekvence SE. Začíná tedy 180° pulsem po němž následuje 90° puls. Čas mezi 180° a 90° pulsem označujeme jako TI. Tato sekvence je silně T1-vážená. [8, 16]

4.8 SEKVENCE GRADIENT ECHO

Při GE sekvenci jsou ke generování signálu použity gradientní cívky. Ty nám umožňují změnu intenzity magnetického pole v předem určených směrech, což nahrazuje 180° refokuzující puls. [8, 16]

4.9 MAGNETIZAČNÍ TRANSFER

U sekvence MT dochází k přenosu magnetizace z protonů volné vody na protony vody vázané. Dochází k potlačení signálu volné vody. Je vhodná pro zvýraznění patologicky nasycených ložisek po aplikaci kontrastní látky. [8, 16]

4.10 DIFUZNĚ VÁŽENÝ OBRAZ

Sekvence DWI nám umožňují zobrazení procesu difuze za pomoci použití zvláštních přídatných magnetických gradientů, které konvenční MR sekvence neobsahují.

V okrscích tkáně, jež obsahují převážně stacionární protony vodíku vázané v molekulách vody, způsobí symetrické, opačně orientované magnetické gradienty rozfázování a opětovné sfázování spinů, a tudíž nedojde k žádnému úbytku signálu. Náhodný pohyb molekul vody v oblastech s vysokým stupněm difuze oproti tomu vede k nedokonalému sfázování spinů a následným fázovým posunům, což v konečném výsledku způsobuje pokles intenzity signálu. Čím je tedy výraznější difuze ve tkáni, tím je nižší intenzita signálu výsledného DWI obrazu. Restrikce difuze naopak působí hyperintenzitu.

Pokud by zobrazovaná tkáň měla pravidelnou strukturu a nulovou směrovou závislost (tzv. izotropní médium), byl by výsledný obraz DWI stále stejný bez ohledu na směr působícího gradientního pole. Reálné tkáně však ve skutečnosti představují více či méně komplexní strukturu, a proto vykazují určitou míru anizotropie difuze. Výsledná intenzita signálu DWI obrazu je proto závislá na použitém směru magnetického gradientu. Proces difuze je anizotropní. [19, 20]

Zobrazení tenzorů difuze DTI je jediná technika, která dokáže v současné době zobrazit bližší strukturální detaily bílé hmoty mozkové. Softwarové zpracování základních dat umožňuje zobrazit nervové dráhy bílé hmoty mozku a míchy, která zároveň dokáže detekovat jemné strukturální abnormality bílé hmoty disponující v tomto směru vyšší senzitivitou v porovnání s konvenčním MR zobrazením. [19, 20]

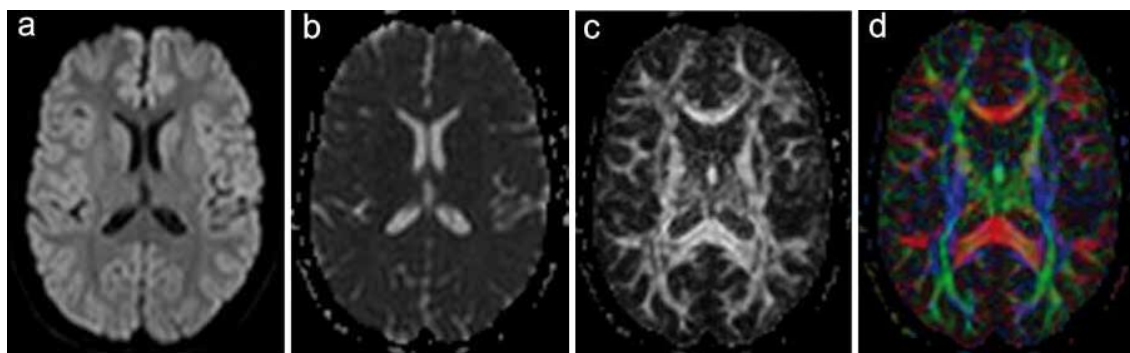
Tato technika vychází z principů difúzně váženého zobrazení DWI. Proces difuze, který též označujeme jako Brownův pohyb, představuje náhodný pohyb molekul vody ve tkáni. Sekvence DTI využívá této zákonitosti aplikováním přídatných gradientů, které působí opakovaně v mnoha různých směrech (typicky v 6 až 64). Při zpracování naměřených dat lze stanovit směr, ve kterém difuze molekul vody probíhá nejsnadněji. Z hlediska difuze představuje bílá hmota mozková vysoce anizotropní prostředí vzhledem k paralelnímu průběhu axonů.

Je zřejmé, že v tomto prostředí molekuly vody difundují snáze podle dlouhé osy svazků než napříč. Proto dominantní směr difuze v bílé hmotě v zásadě odpovídá směru průběhu nervových drah a díky tomu je možné použít tuto metodu pro sledování postupu myelinizace nervových drah.

Výsledky DTI je možné vyjádřit graficky nebo číselně. Jedním ze základních dvou parametrů kvantifikace DTI dat je hodnota ADC, která se používá i při DWI zobrazení. Vyjadřuje celkovou difuzivitu vody ve tkáni bez ohledu na směrovou závislost difuze. Pro DTI je však specifickým parametrem tzv. frakční anizotropie, která vyjadřuje míru směrové závislosti procesu difuze. Jde o relativní veličinu nabývající hodnot v rozmezí 0 až 1.

Čím je tato hodnota vyšší, tím je vyšší anizotropie a směrové uspořádání zobrazované tkáně. FA je v současnosti jeden z nejčastěji používaných parametrů ve výzkumu patologie bílé hmoty. Další důležitou veličinou je hodnota střední difuzivity MD, která vyjadřuje celkovou míru difuzivity nezávisle na anizotropii difuze.

Zpracování DTI dat nabízí několik možností grafického znázornění. Jedním z nich je prostá vizualizace pomocí FA mapy v jednotlivých oblastech bílé hmoty v černobílé škále. Další možností je rekonstrukce dat do barevné mapy anizotropie, kde různé barvy představují dominantní směr průběhu nervových vláken a je tak možno přenést komplexní prostorovou informaci do dvojdimenzionálního obrazu. [19, 20]



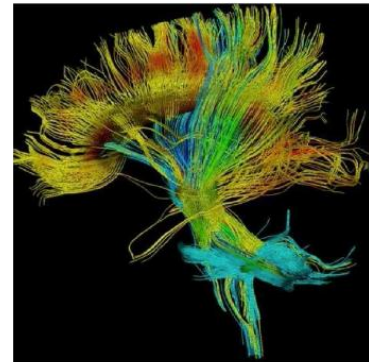
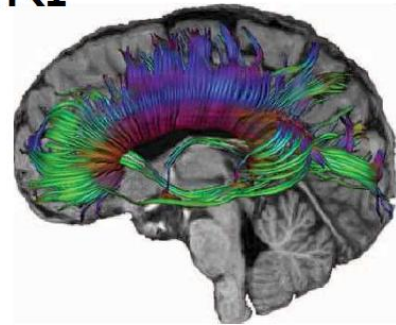
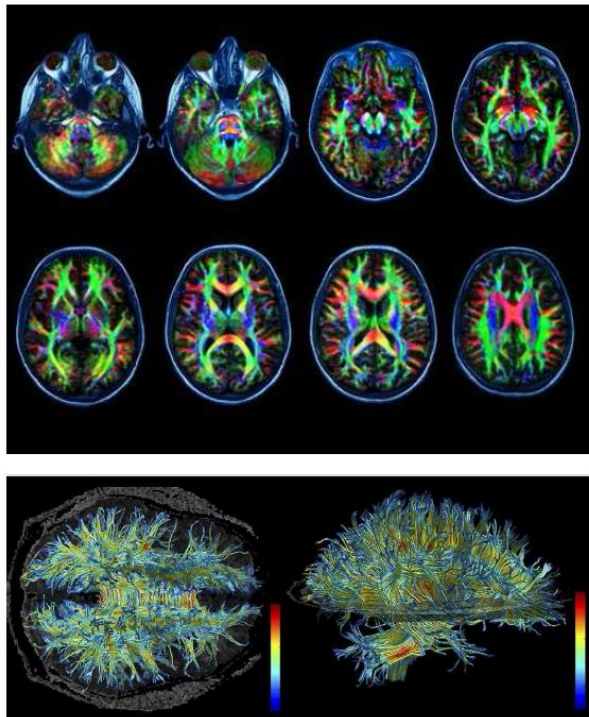
Obrázek 9 Různé možnosti 2D prezentace DWI a DTI dat

Zdroj: <http://www.csnn.eu/ceska-slovenska-neurologie-clanek/diffusion-tensor-imaging-soucasne-moznosti-mr-zobrazeni-bile-hmoty-mozku-33806>

- a) Izotropní DWI obraz vzniká zprůměrováním intenzity signálu z vícečetných (v tomto případě 32) opakovaných měření s různým směrem přídatného magnetického gradientu. Směrová závislost difuze zde proto nehraje roli.
- b) ADC mapa kvantifikuje proces difuze ve tkáni též bez ohledu na izotropii. Pro výpočet je třeba izotropní DWI zobrazení s minimálně dvěma různými hodnotami přídatného gradientu (např. 0 a 1000).
- c) Mapa frakční anizotropie vyjadřuje míru směrové závislosti difuze v jednotlivých oblastech.
- d) Směrová mapa difuze s barevným kódováním dominantního směru difuze, potažmo průběhu nervových drah.

Poslední, výpočetně nejnáročnější metoda, je 3D zpracování – tzv. traktografie (fiber tracking). Je založena na „stopování“ převládajícího směru difuze. Předpokládá se, že směr difuze odpovídá skutečnému průběhu nervových traktů. Tato technika nám tedy umožňuje rekonstruovat průběh jednotlivých drah a jejich zobrazení v 3D prostoru nebo vytvoření jejich projekce do základních strukturálních obrazů konvenčních MR sekvencí. [19,20]

Difuzní MRI



DTI – diffusion tensor imaging

Obrázek10 Difuzní MRI a ukázka traktografie

Zdroj: www.med.muni.cz/biofyz/files/nutricnispecialista/MRI_2011_Sedlar.pdf

5 UKÁZKA VYŠETŘOVACÍHO PROTOKOLU

Volba vhodného vyšetřovacího protokolu je pro získání kvalitních dat naprosto klíčová. Každý protokol je složen z několika různých sekvencí podle toho, jakou část těla zobrazujeme a podle toho, jakou informaci potřebujeme získat. Na ukázkou zde prezentuji vyšetřovací protokol Dítě, používaný na pracovišti magnetické rezonance Radiologické kliniky VFN Praha. Tento protokol je používán pro vyšetření mozku dětských pacientů do jednoho roku věku. Vzhledem k tomu, že pojmenování sekvencí ani protokolů není jednotné a liší se u různých výrobců MR přístrojů a pracovišť, připojuji komentář k funkci jednotlivých sekvencí a jejich využití.

Protokol Dítě:

T1_TSE_TRA

Slices 28, FOV 180mm, FOV phase 100%, Slice thickness 3mm, TR 600ms, TE 6,4ms.

Standardní T1 sekvence s TSE, poskytující základní morfologické informace v transverzálním obraze.

T1_IR_TRA

Slices 28, FOV 180mm, FOV phase 100%, Slice thickness 3mm, TR 2500ms, TE 12 ms.

Zástupná sekvence za FLAIR, které v tomto věku není tolik diagnosticky přínosné. Poskytuje lepší rozlišení u nemyelinizovaných částí mozku. Transverzální řezy.

T2_TSE_SAG

Slices 30, FOV 180mm, FOV phase 100%, Slice thickness 3mm, TR 7920ms, TE 106 ms.

Standardní T2 sekvence s TSE poskytující základní morfologické informace v sagitálním obraze.

T2_HEMO_TRA

Slices 28, FOV 180mm, FOV phase 78,1%, Slice thickness 3mm, TR 700ms, TE 19,9 ms.

T2W sekvence. Transverzální řezy. Dokáže zobrazit rozpadové produkty krvácení, kdy se hemoglobin rozpadem mění na hemosiderin. Takto postižená místa se jeví jako hyposignální léze. Tato sekvence je velmi citlivá a dokáže odhalit například i drobné poporodní krvácení do mozku.

TOF_ARTERIE_TRA

Slabs 2, Slices per slab 60, FOV 240mm, FOV phase 80%, Slice thickness 0,70mm, TR 20ms, TE 3,19ms.

Sekvence MR angiografie. Transverzální řezy. Funkce Slab se používá k odrušení drobných pohybových artefaktů, např. dýchání, polykání nebo v tomto případě k odrušení artefaktů vznikajících prouděním krve cévami.

DIFUSE_RESOLVE_3SCAN_TRACE_TRA

Slices 22, FOV 218mm, FOV phase 100%, Slice thickness 4mm, TR 5500ms, TE 64 ms.

Difuzně vážený obraz DWI. Transverzální řezy.

PAUSE+GD

Pauza na aplikaci kontrastní látky. Vzhledem ke snaze minimalizovat zátěž dětského pacienta jsou do protokolu zařazeny sekvence s použitím kontrastní látky, aby se v případě nejasného nálezu nemuselo znovu opakovat vyšetření v analgosedaci nebo anestezii. Takto jsou během jediného vyšetření získána všechna základní dostupná data.

T1_TSE_TRA_GD

Slices 28, FOV 180mm, FOV phase 78,1%, Slice thickness 3mm, TR 600ms, TE 6,4 ms.

T1 sekvence s TSE a kontrastní látkou, poskytující základní morfologické informace v transverzálním obraze. Použití kontrastní látky umožňuje zobrazit případné patologické jevy.

T1_TSE_COR_GD

Slices 28, FOV 180mm, FOV phase 75%, Slice thickness 3mm, TR 600ms, TE 6,4 ms.

T1 sekvence s TSE a kontrastní látkou poskytující základní morfologické informace v koronálním obraze. Použití kontrastní látky umožňuje zobrazit případné patologické jevy.

T2_TSE_SAG_GD

Slices 28, FOV 180mm, FOV phase 78%, Slice thickness 3mm, TR 6190ms, TE 100 ms.

T2 sekvence s TSE a kontrastní látkou, poskytující základní morfologické informace v sagitálním obraze. Použití kontrastní látky umožňuje zobrazit případné patologické jevy.

Vyšetření tímto protokolem trvá přibližně 30 minut.

6 ÚLOHA RADIOLOGICKÉHO ASISTENTA

Vzhledem k věkové skupině pacientů, na kterou je zaměřena tato práce, je úloha RA popsána právě se zaměřením na specifika MR vyšetření mozku u dětských pacientů.

Při vyšetření malých pacientů je velmi důležitý individuální empatický přístup. Navození klidné atmosféry a komunikace je uklidňující jak pro dítě, tak pro jeho rodiče. Pokud jde o vyšetření nezletilé osoby, musí být rodičem (zákonným zástupcem), podepsán informovaný souhlas s provedením vyšetření, kde vyjadřuje souhlas, že byl seznámen s případnými riziky vyšetření, eventuelně s aplikací kontrastní látky a analgosedací, nebo anestezií. Rodič musí být RA nebo lékařem, srozumitelně poučen o průběhu vyšetření a jeho přínosu pro léčbu dítěte.

Protože se během vyšetření nachází na pracovišti značný počet osob, musí být RA velmi pečlivě poučeny o pravidlech vstupu na vyšetřovnu a toto musí být důsledně kontrolováno.

Většina vyšetření malých dětí se provádí v analgosedaci nebo celkové anestezií. Na pracovišti je tedy přítomen tým anesteziologa a anesteziologické sestry, který spolupracuje s RA na vyšetření. V průběhu analgosedace je kontinuálně sledován puls, saturace kyslíkem, případně tlak.

Všechny anesteziologické přístroje a materiál, nacházející se ve vyšetřovně musí být vyrobeny z neferomagnetických materiálů a musí být výrobcem atestovány pro práci v silném magnetickém poli.

Nejprve tedy pracoviště obdrží žádanku na vyšetření dětského pacienta MR. Dítě je obvykle před vyšetřením hospitalizováno a jeho příprava na vyšetření, premedikace a zavedení kanyly tedy probíhá na příslušném oddělení.

Pro vyšetření pacientů v analgosedaci nebo anestezií má pracoviště běžně určený některý den v týdnu. Na pracoviště MR se dostaví anesteziologický tým, který si připraví a překontroluje všechny potřebné přístroje a ve spolupráci s RA se seznámí s plánovanými vyšetřeními. RA vloží podle žádanky do systému základní informace o pacientovi. Zadávají se identifikační údaje a hmotnost pacienta, druh vyšetření, případně další doplňující údaje.

Po příjezdu malého pacienta RA a jeho doprovodu provede kontrolu identity pacienta a zkontroluje dokumentaci, zda jsou podepsány všechny potřebné souhlasy s vyšetřením. Rodič je seznámen s průběhem vyšetření a všechny osoby jsou poučeny o pravidlech vstupu na vyšetřovnu.

Po uložení na stůl MR přístroje, anesteziologický tým připojí dítě na monitorovací přístroje a uvede ho do anestezie nebo analgosedace. RA upraví polohu dítěte na vyšetřovacím stole, v případě potřeby je možno použít vhodné polohovací pomůcky a nasadí speciální chrániče sluchu a nakonec nainstaluje hlavovou cívku. Je velmi důležité dbát na pečlivé uložení všech kabelů a kanyl, aby nedošlo k jejich uvíznutí v pojezdu vyšetřovacího stolu a případnému poranění malého pacienta. Nastaví stůl do základní polohy a zaveze do MR přístroje.

Nyní je možno po zavedení zvoleného vyšetřovacího protokolu zahájit samotné vyšetření. Anesteziologický tým a doprovod může zůstat na vyšetřovně, nebo sledovat průběh vyšetření z ovladovny, kde se nachází monitor životních funkcí a monitor kamery sledující pacienta.

V případě jakéhokoli problému lze vyšetření kdykoli přerušit a anesteziologický tým má okamžitý přístup na vyšetřovnu. Vzhledem k délce vyšetření a co nejmenší možné analgosedaci se často stává, že se dítě začne budit a je nutno analgosedaci obnovit. [21]

Poté co po ukončení vyšetření vyveze RA dítě z přístroje, je anesteziology odpojeno od přístrojů a po odeznění analgosedace předáno do péče lékaře a doprovodu. Zotavení z vyšetření již probíhá zpátky na dětském oddělení.

Po ukončení vyšetření RA odešle výsledný záznam vyšetření určenému lékaři k popisu a připraví přístroj pro dalšího pacienta.

7 VÝVOJ MYELINIZACE V OBRAZE MAGNETICKÉ REZONANCE

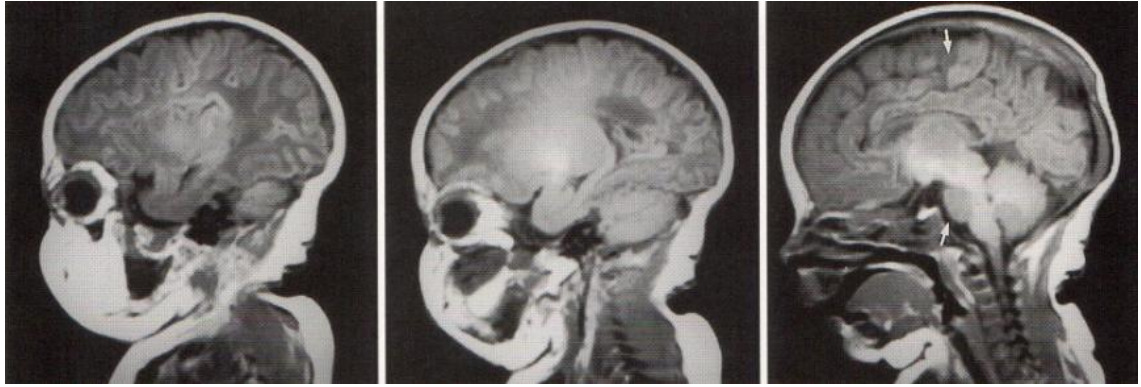
V této části práce jsou prezentovány výsledky několika studií světových autorů, které sledují vývoj myelinizace v prvních letech života různými technikami MR a porovnal, zda se jejich závěry shodují s paradigmatem vývoje myelinizace bílé hmoty mozkové. Hodnocení stupně vývoje myelinizace patří k běžnému MR vyšetření v dětském věku. Normální průběh myelinizace úzce souvisí se správným funkčním vývojem dítěte.

Myelinizace při normálním průběhu postupuje v dorzo-ventrálním a kaudo-kraniálním směru a od centra k periférii. Nejprve probíhá myelinizace sensorických drah, následována motorickými drahami. Při narození se již setkáváme s myelinizací v oblastech sensorických drah, například v horním mozečkovém pedunklu, v *nucleus dentatus* mozečku a v místech předního a laterálního spinotalamického traktu.

Pro klinickou praxi je vhodná znalost některých základních principů v hodnocení MR obrazů. Již vytvořený myelin je zdrojem vyššího signálu v T1 obrazech a naopak nízkého v T2 obrazech v porovnání s šedou hmotou mozku. [17]

7.1 PRENATÁLNÍ VÝVOJ

Některé MR studie uvádí přítomnost myelinu v mozkovém kmeni již od 23 týdne vývoje plodu. Vyšší signál v T1 v oblasti thalamu a putamenu a snížený signál v T2 obrazech v laterální části thalamu a v oblasti *globus pallidus* je možno detekovat již v období mezi 33. až 34. týdnem. V období kolem 33. týdne je patrná maturace míchy, dorzálního pontu a hluboké bílé hmoty mozečku. Rovněž můžeme vidět myelinizaci v mediálním leminsku a inferiorních kolikulech. [17]



Obrázek 11 Myelinizace v 38 týdnu

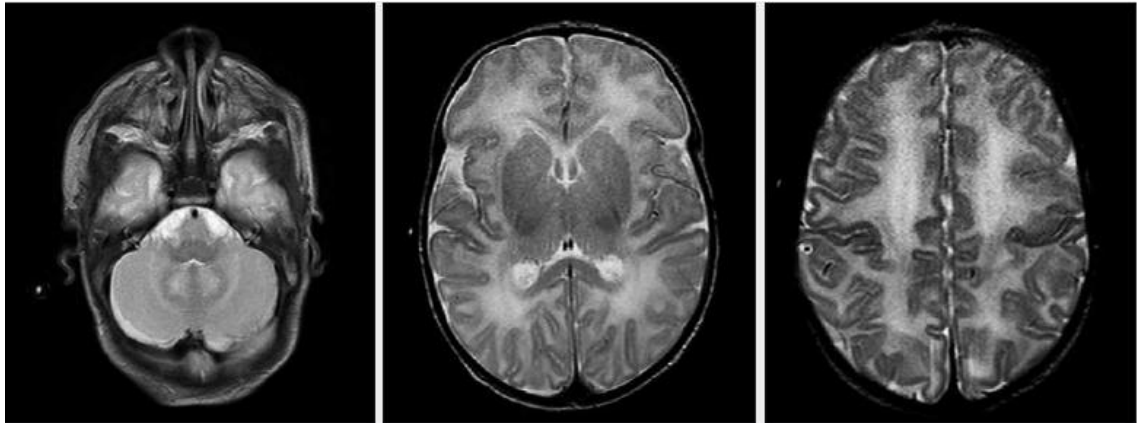
Zdroj: VAN DER KNAAP, 1995, s.41

Myelinizace v 38 týdnu. Sagitální T1W/SE obrazy. V mozkovém kmeni se stále nachází nemyelinizovaná místa (spodní šipka). *Corpus calosum* je stále tenké a nemyelinizované. Myelinizace se šíří z bazálních ganglií do postrolandické oblasti (horní šipka).

7.2 VÝVOJ MYELINIZACE V PRVNÍM ROCE

V prvních týdnech a měsících života dochází k rychlé myelinizaci bílé hmoty mozkové. Nejrychlejší vývoj probíhá v prvním roce až dvou letech života dítěte. V této práci prezentované studie potvrzují, že zvýšení celkového objemu mozku o 101 % v prvním roce života a o dalších 15 % v roce druhém. Tento rychlý růst připadá především na objem šedé hmoty mozkové, včetně kortikálního a subkortikálního růstu. Objem hemisfér se zvyšuje o 88 % v prvním a 15 % v druhém roce.

Objem subkortikálních oblastí roste o 130 % v prvním a 14 % v druhém roce. Na rozdíl od toho se objem bílé hmoty v hemisférách zvýšil pouze o 11 % v roce prvním a 19 % v roce druhém. Tento děj je však dlouhodobý a pokračuje kontinuálně až do třetí až čtvrté dekády. [22, 23, 24]



a

b

c

Obrázek 12 Příklad myelinizace po porodu

Zdroj: http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad_1403_223_226.pdf

Příklad myelinizace – přehled: po porodu. a) T2/TSE – myelinizace *nucleus dentatus*; b) T2/TSE – myelinizace ventrolaterálních částí thalamů; c) T2/TSE – počínající myelinizace centrálních oblastí

7.2.1 VÝVOJ V PRVNÍM MĚSÍCI

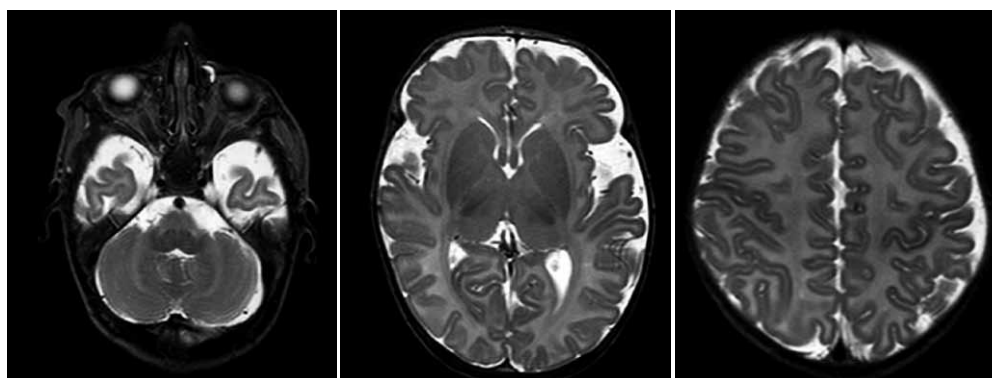
V prvním měsíci života je patrná kompletní myelinizace prodloužené míchy, dorzální části pontu (včetně *fasciculus longitudinalis medialis a lateralis*), *pedunculus cerebellaris inferior a superior*, *lemniscus medialis*, jen archi- a paleocerebelární struktury mozečku, zadní raménko vnitřního pouzdra, ventrolaterální jádra thalamu, částečně zrková dráha, *corona radiata* a rolandická oblast mozkové kůry (senzo-motorický kortex).

Nápadně tenké, nemyelinizované *corpus calosum*, přední lalok hypofýzy má v průběhu prvního měsíce zvýšenou intenzitu signálu v T1W, tento stav trvá do konce 4. týdne, pak náhle dochází ke snížení intenzity signálu a naopak zadní lalok hypofýzy má po narození sníženou intenzitu signálu, která se zvýší až ke konci 3. měsíce věku.

Vzhledem k tomu, že nemyelinizovaná bílá hmota obsahuje menší množství lipidů a větší množství vody, dochází ke zkrácení relaxačních časů T1 i T2, což má za následek snížení intenzity signálu bílé hmoty v T1W a zvýšení intenzity signálu v T2W

obraze oproti hmotě šedé (obraz je inverzní proti dospělému jedinci s myelinizovanou bílou hmotou mozkovou).

Při použití FLAIR jsou patrné hyposignální oblasti v týlním, frontálním a temporálním laloku. Jak již bylo zmíněno, je to výsledek potlačení signálu velkého množství volné vody následným FLAIR. Do konce prvního měsíce věku se změně hyposignální FLAIR v týlním laloku vlivem probíhající myelinizace na hypersignální. [19, 17, 23, 25]



a

b

c

Obrázek 13 Příklad myelinizace 1. měsíc

Zdroj: http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad_1403_223_226.pdf

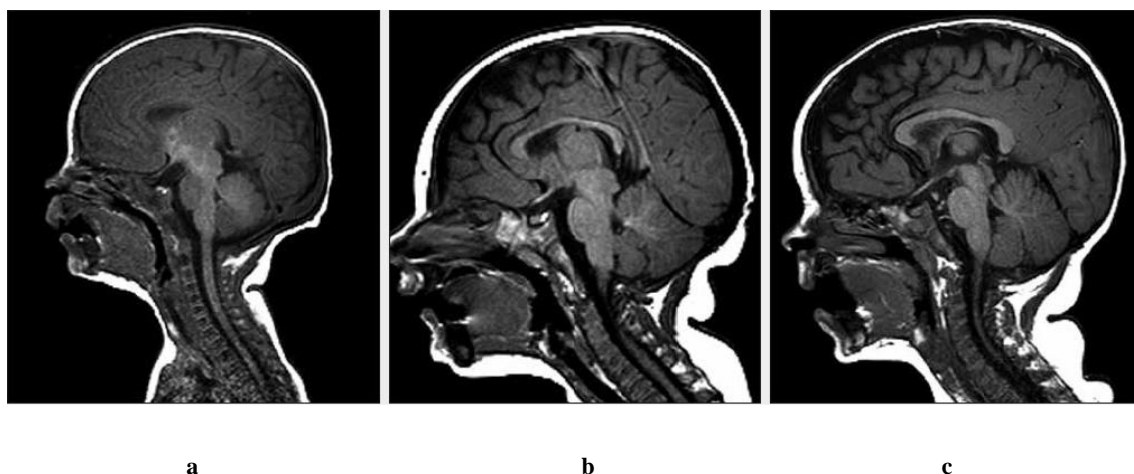
Příklad myelinizace – přehled: 1 měsíc. a) T2/TSE – myelinizace bílé hmoty mozečku; b) T2/TSE – pokračující myelinizace thalamu; c) T2/TSE – myelinizace centrálních oblastí mozku

7.2.2 VÝVOJ MEZI PRVNÍM A ČTVRTÝM MĚSÍCEM VĚKU

V tomto období plně myelinizuje *pedunculus cerebellaris medius*. Myelinizuje Varolův most. Bílá hmota mozečku, pyramidová dráha, *coliculus superior a inferior*, vnitřní pouzdro (myelinizace obou ramének vnitřního pouzdra jsou patrné v T1W obraze, zadní raménko pouze v T2W obraze), thalamookcipitální (optická) dráha, *splenium corporis callosi* lze sledovat pouze v T1W obraze.

Zvýrazňují se signálové změny v rolandických a perirolandických oblastech a myelinizují rovněž okcipitální subkortikální zóny bílé hmoty. V zobrazení FLAIR

probíhá kolem druhého měsíce myelinizace ve frontálních a temporálních lalocích. Oproti T2W je FLAIR obraz myelinizace opožděn. [19, 17, 25]



Obrázek 14 Příklady myelinizace přehled

Zdroj: http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad_1403_223_226.pdf

Příklady myelinizace – přehled. a) T1/SE – narození, myelinizovaná dorzální část mozkového kmene; b) T1/SE – 3 měsíce, myelinizace splenia kalózního tělesa; c) T1/SE – 6 měsíců

7.2.3 VÝVOJ MEZI ČTVRTÝM A OSMÝM MĚSÍCEM VĚKU

Bílá hmota mozečku je již plně myelinizována. Myelinizace předního raménka vnitřního pouzdra je patrná i v T2W obraze. Myelinizuje centrum semiovale. Postupně myelinizuje bílá hmota frontálně a okcipitálně v T1W obraze, v T2W obraze pouze diskrétně. Myelinizované jsou i periferní subkortikální oblasti frontálních laloků. V 7. až 8. měsíci je myelinizace *corpus callosum* patrná v T2W obraze. Opět se potvrzuje zpoždění mezi běžným T2W a FLAIR zobrazením. Ve čtvrtém měsíci stále není při použití FLAIR patrná myelinizace Varolova mostu. Mezi pátým až sedmým měsícem lze zobrazit myelinizaci *corpus callosum*. [19, 17, 25]

7.2.4 VÝVOJ MEZI OSMÝM A DVANÁCTÝM MĚSÍCEM VĚKU

V tomto období je dokončena myelinizace bílé hmoty okcipitálně a frontálně v T1W obraze, v obraze T2W centrum semiovale a postupně myelinizuje v obraze T2W bílá

hmota okcipitálně a frontálně. Dochází ke snížení signálu bazálních ganglií a thalamů v T2W obraze. Ve 12. měsíci myelinizace v T1W obrazu odpovídá mozku „dospělého“ věku. V T2W a FLAIR přetrvávají hypersignály temporálních laloků a v subkortikálních ventrálních oblastí frontálních a temporálních laloků. Ve věku dvou let dosahuje myelinizace obrazu dospělého člověka i T2W obrazech. [19, 17, 25]

7.2.5 VÝVOJ V DRUHÉM ROCE ŽIVOTA

V průběhu druhého roku života se proces myelinizace výrazně zpomaluje. Je možno pozorovat na MR dozrávání bílé hmoty mozkové v subkortikálních oblastech a nervových drahách. Myelinizace je též viditelná v *genu* a *splenium corpus callosum*. Vytvořený myelin je vyššího signálu v T1 obrazech a nízkého signálu v T2 obrazech v porovnání s šedou hmotou mozku. Vyjma oblastí axonálních terminací v bílé hmotě dorzálně a kraniálně při trigonech postranních komor, v T2 obrazech by měl být signál bílé hmoty nízký okolo věku 24 měsíců. Tyto oblasti nezřídka myelinizují až ve druhé či třetí dekádě. Rovněž oblasti hyperintenzní v T2 obrazech uložené subkortikálně a ventrálně ve frontálních a temporálních lalocích nalézáme ještě ve 2 až 3 letech dítěte a nevypovídají o případném opoždění myelinizace. [19, 17, 22]

8 VÝVOJ MYELINIZACE V OBRAZE FLAIR

Studie, kterou provedli Murakami, J.W., E. Weinberger a D.W. Shaw v roce 1999 zkoumá vhodnost použití vyšetřovací sekvence FLAIR při vyšetření mozku kojenců a malých dětí. Stejně jako u dospělých je často sekvence FLAIR součástí vyšetřovacích protokolů a názory na její použití nejsou jednotné.

Byla hodnocena data z MR vyšetření 29 normálně se vyvíjejících kojenců a malých dětí ve věku 1 až 42 měsíců a porovnáván vývoj myelinizace na T1-vážených, T2-vážených a FLAIR obrazech. [26]

Pacienti byli skenováni na 1,5-T systému (General Electric, Verze 4/5-5/05). Byla použita buď hlavová cívka, nebo kombinovaná dětská cívka phased-array pro hlavu a páteř. T2W a T1W snímky byly získány v axiální rovině pomocí FOV 16 až 20 cm, tloušťkou řezu 4 až 5 mm. T2W obrazy byly získány za použití rychlé spin-echo (FSE) techniky s parametry 3000-5500 / 80-126 (TR/TE).

T1W obrazy byly získány buď jako SE s parametry 400-600/11-16 (TR/TE) nebo IR s parametry 2000/11-13 (TR/TE) a TI 800. FLAIR obrazy byly získány FSE s parametry 10,002 / 136-149 (TR/TE), TI 2200-2300. TI sekvence byla zařazena na základě doporučení výrobce přístroje pro maximální potlačení signálu CSF v sekvenci FLAIR. [26]

Subjektivní analýza intenzity různých oblastí bílé hmoty, vzhledem k sousední šedé hmotě byla provedena dvěma autory po zhodnocení získaných dat. Systém vyhodnocení dat byl založen na předchozích výzkumech.

Bílá hmota na T1W, T2W a FLAIR obrazech byla vyhodnocena jako hyposignální, isosignální nebo hypersignální vzhledem k sousední šedé hmotě v následujících oblastech: *middle cerebellar peduncle, anterior a posterior limbs internal capsule, genu a splenium corpus callosum, deep cerebral hemispheric* a bílá hmota v *occipital, frontal, a temporal lobes*.

Nezávisle vyhodnocené soubory dat od obou autorů byly porovnány a případné nesrovnalosti byly vyřešeny na základě konsensu. [26]

Průběh změn signálu v souvislosti s myelinizací v závislosti na věku byl porovnán mezi T1W, T2W a FLAIR obrazy. Pro každou zkoumanou oblast mozku byl stanoven přibližný věk, ve kterém se bílá hmota začala jevit hypo, nebo hypersignální v porovnání s okolní šedou hmotou mozkovou. Tento věk byl označen jako medián ležící uprostřed mezi věkem, kdy byla změna signálu patrna u prvního pacienta a při kterém byla pozorována u všech pacientů.

Brain Region	T1-Weighted Images	T2-Weighted Images	FLAIR Images
Middle cerebellar peduncle	Birth	2 mo	3 mo
Posterior limb internal Capsule	Birth	1 mo	3 mo
Anterior limb internal Capsule	3 mo	5 mo	8 mo
Splenium of corpus callosum	5 mo	Birth	5 mo
Genu of corpus callosum	5 mo	Birth	5 mo
Deep occipital white matter	4 mo	8 mo	1 mo and 12 mo*
Deep frontal white matter	5 mo	11 mo	2 mo and 14 mo*
Deep temporal white matter	8 mo	22 mo	2 mo and 25 mo*

Obrázek 15 Myelinizace v T1W, T2W a FLAIR

Zdroj: <http://www.ajnr.org/content/20/8/1406.full.pdf+html>

Na T2-W obrazech intenzita bílé hmoty postupovala od hypersignální do hyposignální ve vztahu k sousední šedé hmotě s výjimkou hluboké bílé hmoty v mozečku, po celé první dva roky života.

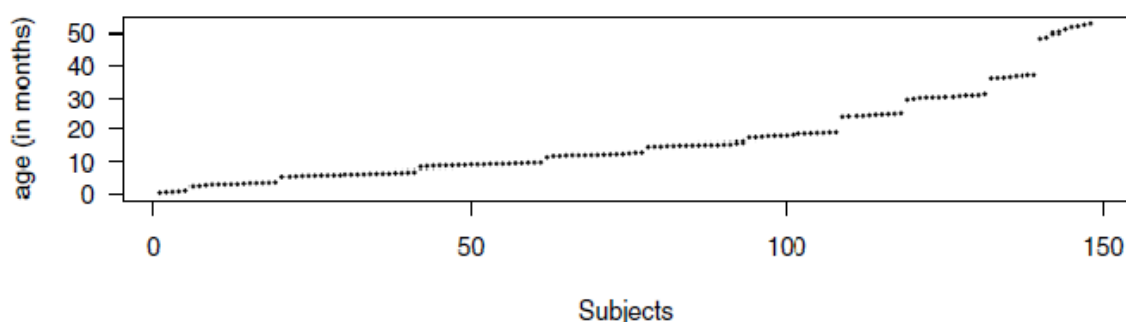
Obrazy FLAIR ukazují podobný vývoj něco později, než je vidět na T2W obrazech. Na FLAIR obrazech se bílá hmota mozková mění z hypersignální na hyposignální ve vztahu k sousední šedé hmotě nejprve v *middle cerebellar peduncle* a *posterior limb internal capsule*, pak v *splenium* a *genu corpus callosum*, následuje *anterior limb of the internal capsule*. [26]

Na rozdíl od T1W a T2W obrazů, které ukazují dvoufázovou změnu intenzity signálu bílé hmoty v mozkových hemisférách, ukazují FLAIR obrazy změnu intenzity signálu třífázovou. T1W obrazy ukázaly v průběhu prvního roku života postup vývoje od hyposignální po hypersignální vzhledem k okolní šedé hmotě. T2W obrazy ukázaly bílou hmotu ve stejné oblasti mozkových hemisfér jako hypersignální s přechodem na hyposignální mezi 8. až 14. měsícem života.

FLAIR obrazy nejprve ukázaly hlubokou bílou hmotu v mozkových hemisférách jako hyposignální, v prvních několika měsících se stává hypersignální a poté během druhého roku opět přechází v hyposignální. Myelinizace hluboké bílé hmoty mozkové se objevuje nejprve v týlních lalocích, následuje v lalocích čelních a naposled v lalocích spánkových. Z výsledků této studie lze vyvodit závěr, že sekvence FLAIR není diagnosticky přínosná v prvních několika měsících života. [26]

9 VÝVOJ MYELINIZACE Z HLEDISKA OBJEMU

Studie, kterou provedl v roce 2008 B. Aubert Broche s kolektivem z McGill University v Kanadě potvrzuje, že ke zrání bílé hmoty mozkové dochází z největší části v prvním roce života. V druhém roce se proces zpomaluje a pokračuje pak velmi zvolna až do dospělosti. Použitý vzorek zahrnuje 149 zdravých dětí ve věku od novorozenců do čtyř let a pěti měsíců. [27]

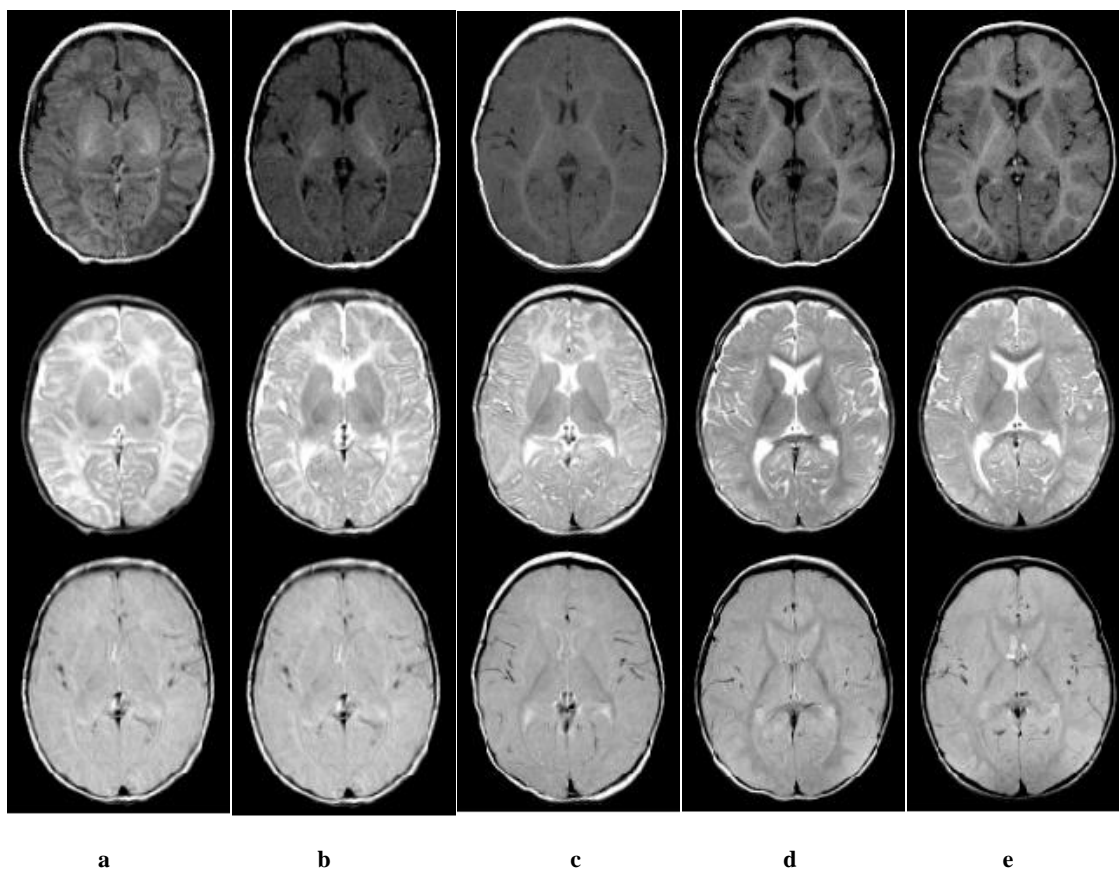


Obrázek 16 rozložení podle věku

Zdroj: https://www.researchgate.net/publication/23449958_Human_brain_myelination_from_birth_to_45_years

Data byla získána na 1,5T MR od dvou různých dodavatelů (General Electric a Siemens). Všechny děti byly vyšetřovány při přirozeném režimu spánku (tj. bez sedace). MR sekvence, parametry a rozlišení obrazu jsou voleny tak, aby kontrast a kvalita byly v rámci obou přístrojů srovnatelné. [27]

Byly použity T1-vážené obrazy (2D T1W Multislice spin echo [TR = 500ms, TE = 12ms] s voxely 1 x 1 x 3 mm), PD a T2-vážené (2D T2WFast/Turbo spin echo s 1 x 1 x 3 mm voxely [TR = 3500ms, TE = 14/112ms pro GE a 13/121ms pro Siemens]), následované dalším duálním echem T2 relaxometrie (PD/T2W s delšími TE [TR = 3500ms, TE = 83/165ms]). Následující obrázek ukazuje příklady T1, T2 a PD-vážených dat u kojenců od 1. týdne do 12 měsíců. [27]



Obrázek 17 Příklady vývoje myelinizace v T1, T2 a PD

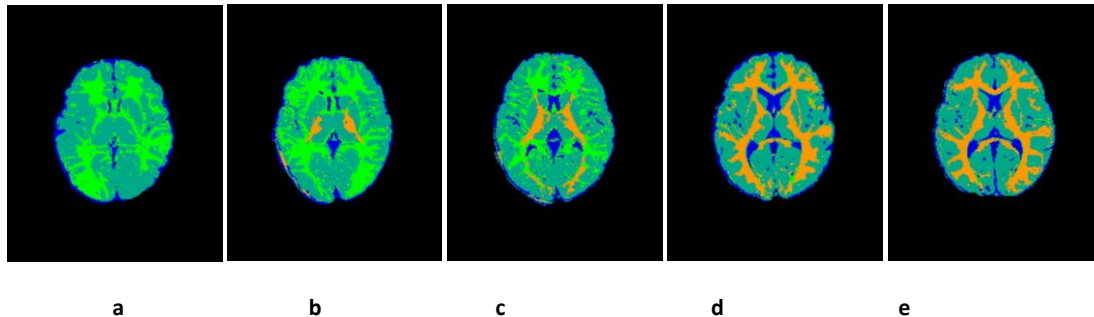
Zdroj: <https://www.researchgate.net/publication/23449958> Human brain myelination from birth to 45 years

Axial **T1W** (nahore), **T2W** (uprostřed) a **PDW** (dole) obrazy dětí ve věku: **a)** 1 týden **b)** 3.6 měsíce **c)** 6.8 měsíce **d)** 9.4 měsíce a **e)** 12.3 měsíců

Na všechny nativní T1, T2 a PD-vážené obrazy byla aplikována dekonvoluce odvozená z histogramu intenzity obrazu. Pro vyšetření a zpracování dat, byly děti rozděleny do osmi věkových skupin (0–2 měsíců, 1–5 měsíců, 4–10 měsíců, 8–16 měsíců, dále 14–22 měsíců, 20–32 měsíců, 28–44 měsíců a 40–56 měsíců). Sada dat T1, T2 a PD-vážené každé věkové skupiny byla zpracována a převzorkována do 3D obrazu s rozlišením voxelu 1 mm³. Tato data byla následně použita pro výpočet objemu myelinizované bílé hmoty. [27]

Příklady některých výsledků relaxometrie ukazuje obrázek č.17. Bílá hmota byla označena za myelinizovanou, pokud byla zobrazena při čase T2 menším než 160ms. Při čase T2 vyšším než tato hodnota byla hodnocena jako nemyelinizovaná. I když je tato hodnota poněkud libovolná, je založena na studiích Ding, Kucinski et al. z roku 2004 a Leppert, Almlí et al. z roku 2006, a měla by umožnit rozlišení mezi myelinizovanou

a nemyelinizovanou bílou hmotou. Dokonce, i kdyby tato hodnota byla nesprávná, měla by podle uvedených autorů umožnit vizualizaci vývoje myelinizace. [27]

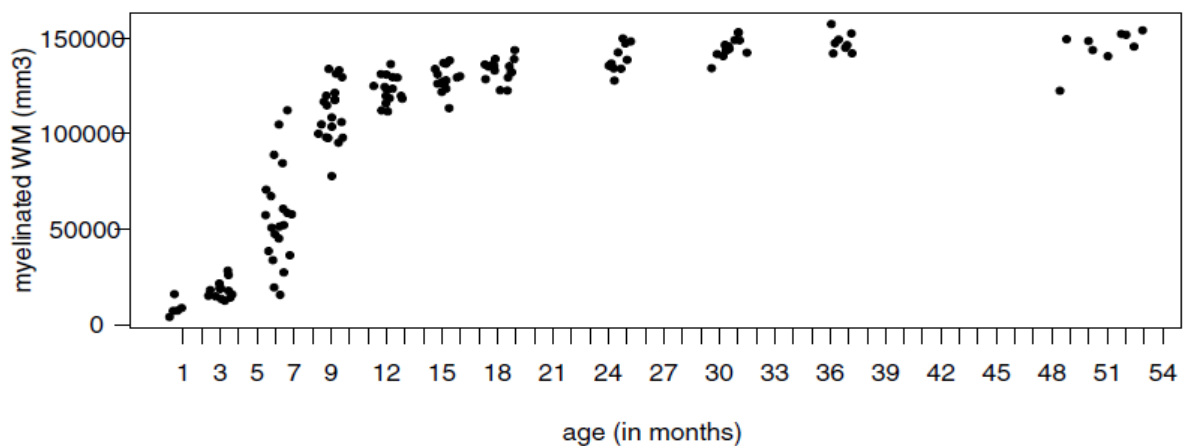


Obrázek 18 Vývoj myelinizace

Zdroj: https://www.researchgate.net/publication/23449958_Human_brain_myelination_from_birth_to_45_years

Axiální scany mozku ve věku (a) 1 týden (b) 3,6 měsíce (c) 6,8 měsíce (d) 9,4 měsíce a (e) 12,3 měsíce. Kortikální a centrální šedou hmotu reprezentuje modrá barva. Nemyelinizovaná bílá hmota je zelená, myelinizovaná bílá hmota je oranžová a likvor tmavě modrý.

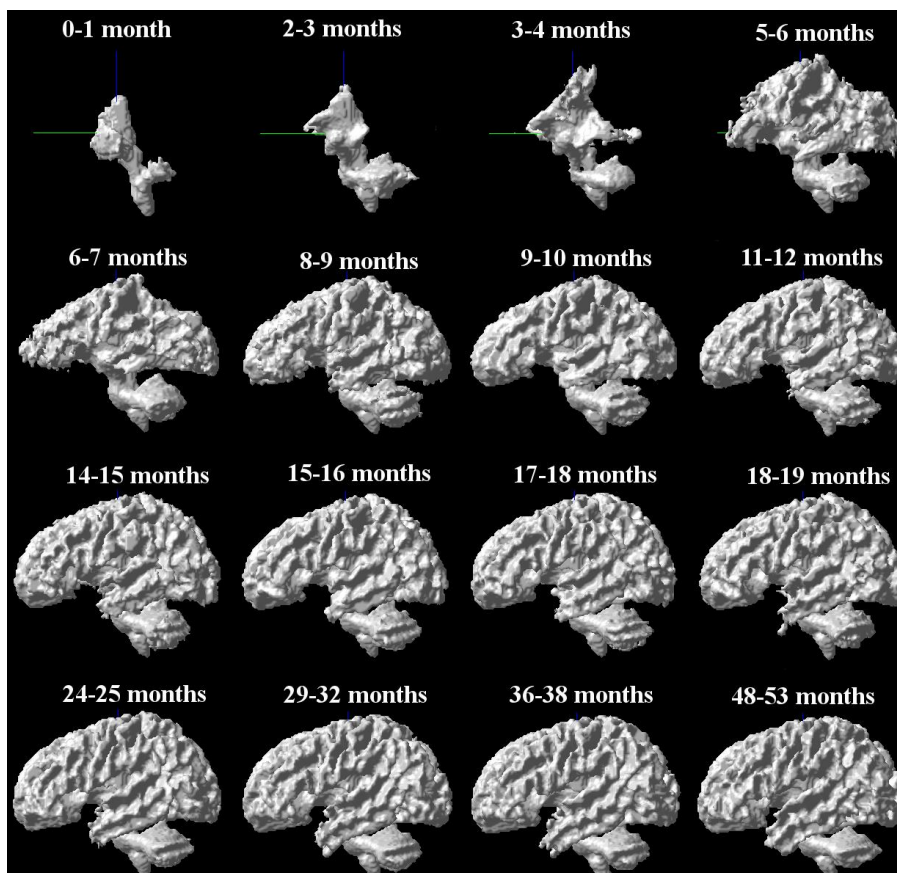
Další obrázek zobrazuje vývoj objemu myelinizace v závislosti na čase od narození do čtyř let a pěti měsíců pro každé zkoumané dítě a všechny věkové skupiny. Jsou zobrazeny výsledky měření od všech subjektů. [27]



Obrázek 19 Vývoj objemu myelinizované bílé hmoty v závislosti na čase

Zdroj: https://www.researchgate.net/publication/23449958_Human_brain_myelination_from_birth_to_45_years

Získaná data objemu bílé hmoty mozkové pro každou věkovou skupinu byla zprůměrována. Následně metodou algoritmu „pochodujících kostek“ byly získány 3D modely rozsahu myelinizované tkáně. Z modelů je patrné, že myelinizace začíná v mozkovém kmeni, postupuje do mozečku a mozku, od středu k okrajům, zdola nahoru a odzadu dopředu. Tato studie potvrdila dřívější modely vývoje myelinizace, které popisují vývoj myelinizace směrem od středu k okraji a z týlních a parietálních laloků na čelní a temporální laloky. Rychlý růst objemu myelinizované bílé hmoty mozkové je pozorován mezi narozením a devátým měsícem věku. Nejstrmější nárůst objemu myelinizované hmoty nastává mezi pátým až sedmým měsícem. Oproti běžným automatizovaným metodám, které měly potíže rozlišit myelinizovanou a nemyelinizovanou tkáň u kojenců do šesti až osmi let věku, umožňuje použitá metoda relaxometrie získat tato data již u novorozenců. [27]



Obrázek 20 3D model vývoje myelinizace

Zdroj: https://www.researchgate.net/publication/23449958_Human_brain_myelination_from_birth_to_45_years

Zpracovaný 3D model vývoje myelinizace bílé hmoty mozkové od narození do věku čtyř let a pěti měsíců.

9.1 STANOVENÍ STUPNĚ MYELINIZACE POMOCÍ MYELIN WATER FRACTION

Další studii vypracoval profesor Sean C. L. Deoni z University of Colorado Denver-Anschutz et al. v roce 2011. Tato studie využívá ke stanovení objemu myelinizované hmoty MCR (multicomponent relaxation) analýzu dat, nazývanou mcDESPOT. Tato metoda zahrnuje kombinované získání T1 dat s gradientním echem (SPGR) a T2/T1vážených dat v ustáleném stavu bez precese (SSFP). Z těchto jsou pak modelovány objemy volné vody a vody vázané v buňkách, čímž se získá odhad doby zdržení vody v jednotlivých prostředích (tj. průměrná doba, kdy proton zůstane v každé skupině T1, T2, objemu vodní frakce a před prostoupením do druhého prostředí). [28]

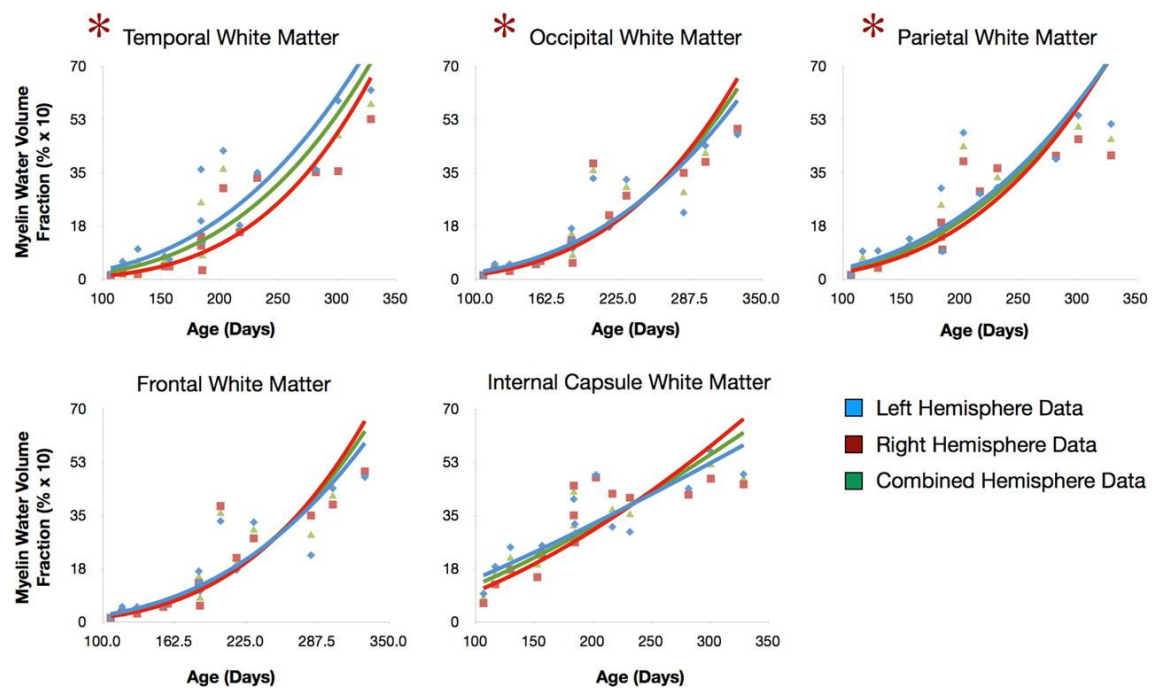
Skenování proběhlo na přístroji 1,5T General Electric Signa Excite vybaveném 8. kanálovou hlavovou radiofrekvenční cívkou. Údaje byly získány od 14 zdravých kojenců narozených v termínu, ve věku 107, 117, 130, 153, 157, 184 a 184, 185, 203, 217, 232, 282, 301 a 329 dnů. Dalším kritériem byl nekomplikovaný průběh porodu, absence abnormalit plodu na ultrazvuku, nevystavení vlivu drog a alkoholu během těhotenství a dobrá rodinná anamnéza.

Při $17,3 \times 17,3 \times 13 \text{ cm}^3$ sagitálně orientovaném FOV byla použita zobrazovací matice $96 \times 96 \times 72$, která poskytuje objem voxelu $1,8 \times 1,8 \times 1,8 \text{ mm}^3$. Údaje SPGR a SSFP byly získány následující posloupností parametrů: SPGR, TE/TR/klopné úhly = 4,1 ms/11,2 ms/(3, 4, 5, 6, 7, 9, 11 a 14)°; receiver bandwidth= 93 Hz/voxel; a SSFP, TE/TR/klopné úhly = 5,6 ms/11,2 ms/(14, 20, 25, 30, 37, 46, 58 a 80)°. Receiver bandwidth = 244 Hz / voxel. [28]

Pro porovnání a rekonstrukci myelinizace, a pro vytvoření MWF mapy každého dítěte byla data nejprve nelineárně vložena do vlastní studijní šablony. Všechny registrované obrazy byly poté zprůměrovány a výsledek byl vyhlazen s použitím 3mm full-width-at-half-maximum Gaussian kernel. Registrace byla provedena za použití automatizované trojrozměrné (3D) multiscale approach based on mutual information a za použití SPGR obrazu každého novorozence. Odhadovaná transformační matice mezi T1W daty každého dítěte a studijní šablony byla následně použita pro spojení T1,T2 a MWF map.

Trojrozměrná vizualizace myelinizované bílé hmoty byla vypočtena z MWF mapy každého dítěte odebráním voxelů s $<3,5\%$ MWF. Tato prahová hodnota byla vybrána za předpokladu, že je nejvhodnější pro vizualizaci vývoje bílé hmoty v daném věkovém rozmezí. Rekonstrukce 3D modelů byla vytvořena na základě těchto dat s použitím algoritmu pochoduující kostky. [28]

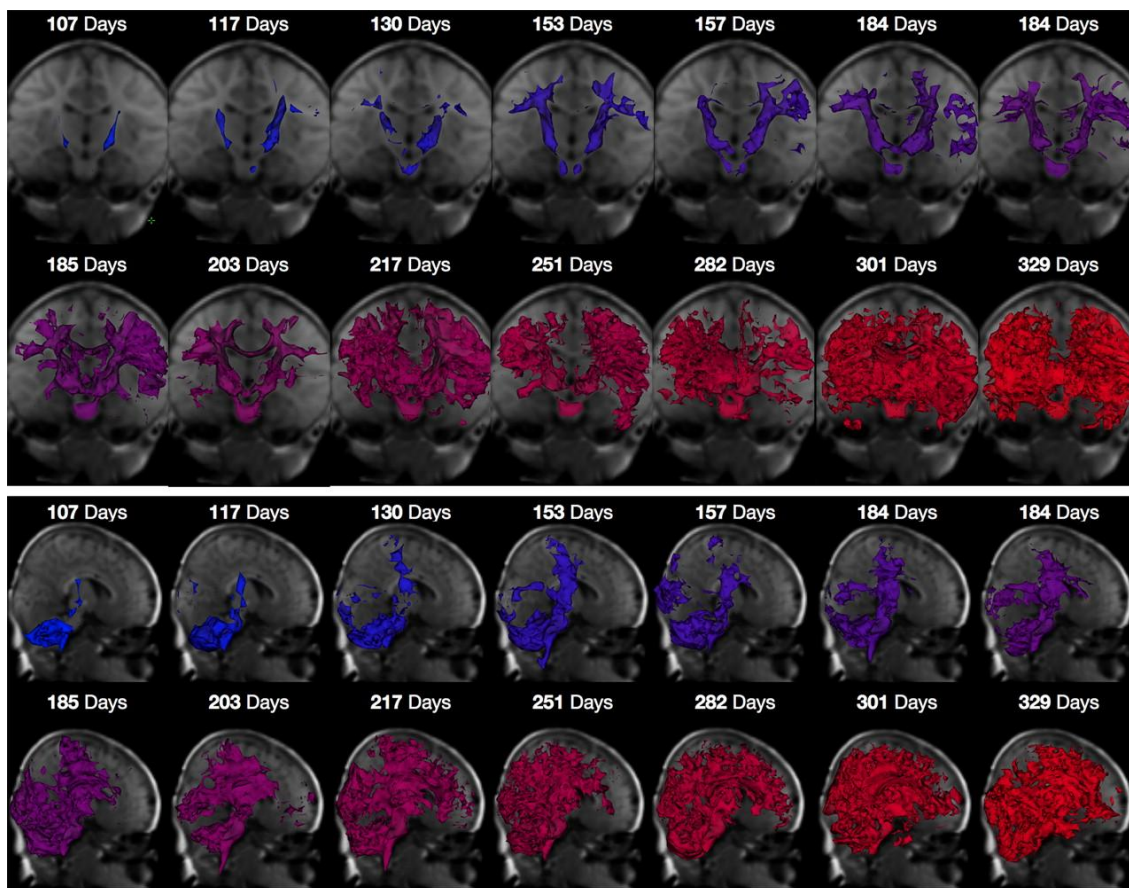
Pro jednotlivé oblasti mozku byly použity registrační masky. Genu, tělo a splenium *corpus callosum*; pravá a levá hemisféra internal capsule a oblasti bílé hmoty v pravé a levé hemisféře ve frontální, temporální, parietální a okcipitální části mozku byly v údajích každého kojence hodnoceny samostatně. Hodnoty MWF byly získány pro každou oblast a zakresleny podle věku. Byla vypočtena kombinovaná data pro levou a pravou hemisféru a vizualizovány křivky hodnot MWF v závislosti na zobrazované oblasti a na věku. Byly též porovnány rozdíly ve vývoji pravé a levé hemisféry.



Obrázek 21 Porovnání vývoje myelinizace pro různé oblasti bílé hmoty v závislosti na věku

Zdroj: <http://www.jneurosci.org/content/31/2/784>

Na obrázku 21 je vidět předběžný důkaz o asymetrickém vývoji myelinizace pravé a levé hemisféry. Podle těchto údajů probíhá myelinizace v levé hemisféře rychleji, než v hemisféře pravé. [28]



Obrázek 22 Trojrozměrné zobrazení vývoje myelinizace bílé hmoty během prvního roku života. 3D mapa zobrazuje voxely s hodnotou MWF alespoň 3,5 %

Zdroj: <http://www.jneurosci.org/content/31/2/784>

Tato studie za použití techniky mcDESPOT mapovala u vzorku zdravých dětí obsah myelinu v mozku a poskytla kvantitativní vizualizaci myelinizace in vivo. Podle Seana C. L. Deoni et al. běžné zobrazovací metody často ukazují přítomnost myelinu ještě před tím, než je ho možné zjistit histologicky. Dále uvádí MCR jako dobře zavedenou techniku, jejíž výsledky ukazují silnou korelaci mezi myelinizací odvozenou z MWF a histologickými odhady obsahu myelinu v mozkové hmotě.

Sean C. L. Deoni et al. též pozorovali asymetrii myelinizace, přičemž zrání bílé hmoty mozkové začíná dříve v levé hemisféře mozku a pravém mozečku. Zároveň však probíhá myelinizace levé hemisféry a pravého mozečku pomaleji než v hemisféře pravé a levém mozečku.

Podle Sean C. L. Deoni et al. je lákavou možností, že pozorovaná asymetrie v temporálním laloku může být spojena se zvýšením činnosti sluchové oblasti v temporálním laloku, kterou v této oblasti prokazuje funkční MR a elektroencefalografie. Je však třeba zdůraznit, že se jedná o výsledek z této jedné sady dat. [28]

Námi uváděná studie potvrzuje postup myelinizace z hluboké bílé hmoty, tedy mozečku a *internal capsules* směrem na *optic radiation*, *corpus callosum* a frontální bílou hmotu odpovídá tedy obecně přijímaným modelům vývoje myelinizace. [28]

DISKUZE

Vzhledem k omezenému rozsahu této práce a nutnosti zmínit základní fakta o myelinizaci, fyzikálních principech magnetické rezonance a přístrojovém vybavení, je velmi těžké vměstnat dostatečné množství relevantních informací na dané téma. Cílem práce bylo poukázat na význam využití magnetické rezonance při vyšetření myelinizace bílé hmoty mozkové v prenatálním a dětském věku. Toto téma je velice zajímavé a zcela jistě by si zasloužilo mnohem rozsáhlejší zpracování. Z důvodu vysokých nároků na odbornou kvalifikaci a praktické zkušenosti při provádění vlastního výzkumu na toto téma, je nutno použít k prezentaci technik, různých metod a protokolů MR používaných k zobrazení vývoje myelinizace, výsledky již publikovaných studií.

Jedním z cílů této práce bylo porovnat prezentované studie s všeobecně přijímaným paradigmatickým vývojem myelinizace bílé hmoty mozkové. I když bylo možno prezentovat jen malý vzorek studií a použitých technik, shodují se jejich výsledky téměř dokonale se zažitými modely vývoje.

Zajímavým se ukazuje podle Murakami, J. W. et al. 1999, diskutabilní přínos sekvence FLAIR v raném věku, kdy tato jinak v neurologii běžná sekvence není zřejmě zcela vhodná pro vyšetření v prvních dvou měsících života. Avšak vzhledem k tomu, že se jedná o standardní vyšetřovací sekvenci v mnoha neurologických MR protokolech, je vhodné znát časovou osu zobrazení myelinizace bílé hmoty mozkové i pro tuto sekvenci. Při porovnání s ostatními zobrazovacími metodami magnetické rezonance je myelinizace při zobrazení v obraze FLAIR na časové ose opožděna o několik týdnů až měsíců.

Dalším zajímavým, a z hlediska možnosti budoucích výzkumů jistě přínosným, zjištěním, je výsledek studie Sean C. L. Deoni et al. 2011, která naznačuje rozdílnou rychlost myelinizace, kdy zrání začíná dříve v levé hemisféře mozku a pravém mozečku. Zároveň však v těchto oblastech probíhá pomaleji než v pravé hemisféře mozku a pravém mozečku. Jednou z teorií je souvislost se zvýšením činnosti sluchové oblasti v temporálním laloku, kterou v této oblasti prokazuje funkční MR a elektroencefalografie. Tato zjištění jsou jistě opodstatněním dalších výzkumů v této oblasti.

ZÁVĚR

Cílem bakalářské práce bylo shrnout současné poznatky o vývoji myelinizace bílé hmoty mozkové v obraze magnetické rezonance, která je v současné době jedinou technikou umožňující sledovat vývoj myelinizace in vivo, popsat použitou techniku vyšetření a roli radiologického asistenta v tomto procesu. Pomocí porovnání výsledků několika studií světových autorů byly nastíněny možnosti a vhodné postupy při sledování vývoje myelinizace bílé hmoty mozkové.

Výsledky těchto prezentovaných studií plně odpovídají zažitým paradigmatům o průběhu myelinizace. Z jejich výsledků je patrné, že myelinizace započiná v mozkovém kmeni, postupuje do mozečku a mozku, od středu k okrajům, zdola nahoru a odzadu dopředu. Tyto studie potvrdily dřívější modely vývoje myelinizace, které popisují vývoj myelinizace směrem od středu k okraji, z týlních a parietálních laloků na čelní a temporální laloky v průběhu prvních let života.

Jednou ze studií však byla nastíněna zajímavá asymetrie myelinizace, přičemž zrání bílé hmoty mozkové započalo dříve v levé hemisféře mozku a pravém mozečku. Zároveň však probíhala myelinizace levé hemisféry a pravého mozečku pomaleji, než v hemisféře pravé a levém mozečku. Podle autorů je lákavou možností, že pozorovaná asymetrie v temporálním laloku může být spojena se zvýšením činnosti sluchové oblasti v temporálním laloku, kterou v této oblasti prokazuje funkční MR a elektroencefalografie. Je však třeba zdůraznit, že se jedná o výsledek z této jedné sady dat. Rozhodně by tato asymetrie byla vhodným cílem dalšího výzkumu.

Výsledky tohoto shrnutí jasně poukazují na nenahraditelnou roli, kterou hraje magnetická rezonance jako jediná skutečně přínosná metoda při výzkumu zrání bílé hmoty mozkové.

V současnosti probíhá velké množství studií na toto téma, a každým rokem se objevují nové zdokonalené vyšetřovací protokoly pro magnetické rezonance různých výrobců. Nezastupitelnou se rovněž ukazuje role radiologického asistenta při provádění těchto vyšetření a studií pomocí magnetické rezonance.

SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

1. VÁLEK, V. a J. ŽIŽKA, 1996. *Moderní diagnostické metody III díl – magnetická rezonance*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně. ISBN 978-80-7013-225-6.
2. VOMÁČKA, J. NEKULA, J. a KOZÁK, J. 2012. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-3126-0.
3. SEIDL, Z. a kol., 2012. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-247-4108-6.
4. SEIDL, Z. a J.OBENBERGER, 2004. *Neurologie pro studium i praxi*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-0623-7.
5. SEIDL, Z., 2008. *Neurologie pro nelékařské zdravotnické obory*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-2733-2.
6. *Nukleární magnetická rezonance*. [online] Dostupné z: http://www.wikiskripta.eu/index.php/Nukle%C3%A1rn%C3%AD_magnetick%C3%A1_rezonance
7. HORNAK, J.P. *The basic of MRI*. [online] Dostupné z: <http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/>
8. SEIDL, Z. a M. VANĚČKOVÁ, 2007. *Magnetická rezonance hlavy mozku a páteře*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-1106-5.
9. MAŇASKOVÁ, D. *Magnetická rezonance - MRI - NMR*. [online]. 2010. Dostupné z: http://medicinman.cz/?p=metody&p_sub=mr
10. MIZEROVÁ, K., 2010. *Magnetická rezonance, zobrazovací metody a použití*. Plzeň. Bakalářská práce. Západočeská Univerzita v Plzni.
11. *Radiology Key*. [online]. Dostupné z: <http://radiologykey.com/secondary-magnetic-resonance-imaging-magnets/#s0035>
12. SEDLÁŘ, M., E.STAFFA a V.MORNSTEIN, 2014. *Zobrazovací metody využívající neionizující záření*. [online]. Brno: Masarykova univerzita, Biofyzikální ústav. ISBN 978-80-210-7156-8.
13. *Radiology for patients*. [online]. 2004. Dostupné z: <http://www.radiologyinfo.ca>

14. *Doporučení pro aplikaci gadoliniových kontrastní látek se zřetelem na minimalizaci rizika vzniku nefrogenní systémové fibrózy.* [online]. Radiologická společnost ČLS JEP. Dostupné z: <http://www.crs.cz/cs/dokumenty/doporuceni-prehled/doporuceni-pro-aplikaci-gadoliniovych-kontrastni-latek-se-zretelem-na-minimalizaci-rizika-vzniku-nefrogenni-systemove-fibrozy.html>
15. *Souhrn údajů o přípravku Dotarem.* [online]. Dostupné z: www.sukl.eu
16. *Souhrn údajů o přípravku Gadovist.* [online]. Dostupné z: www.sukl.eu
17. KYNČL, M. a kol., 2014. Proces myelinizace mozku u dětí a jeho diagnostika pomocí zobrazovacích metod. *Česká radiologie.* 68(3), s. 223–226. ISSN 1210-7883.
18. VÁLEK, V. a J.ŽIŽKA, 1996. *Moderní diagnostické metody: principy a neurochirurgické aplikace.* 1. vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví. ISBN 978-80-701-3225-6.
19. WELKER, K. and A.PATTON. Assessment of Normal Myelination with Magnetic Resonance Imaging. *Seminars in Neurology.* [online]. 2012, 32(01), 015-028 [cit. 2017-01-07]. DOI: 10.1055/s-0032-1306382. ISSN 0271-8235. Dostupné z: <http://www.thieme-connect.de/DOI/DOI?10.1055/s-0032-1306382>
20. KEŘKOVSKÝ, M. a kol., 2010. Diffusion tensor imaging – současné možnosti MR zobrazení bílé hmoty mozku. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie.* 73/106(2), s. 136-142. ISSN 1210-7859.
21. BÍLÁ, J. a M. VINKLÁRKOVÁ, 2012. *Vyšetřování dětských pacientů na MR. Praktická radiologie.* 17(4), s. 4-5. ISSN 1211-5053.
22. KYNČL, M. a kol., 2007. Proces myelinizace mozku v MR obraze u dětí – vyšetřovací postupy, normální nálezy a interpretace nálezů v denní praxi. *Česká radiologie.* 61(3), s. 270-274. ISSN 1210-7883.
23. KNICKMEYER, R.C., S. GOUTTARD, C. KANG et al. A Structural MRI Study of Human Brain Development from Birth to 2 Years. *Journal of Neuroscience.* [online]. 2008, 28(47), 12176-12182. [cit. 2017-01-06]. DOI: 10.1523/JNEUROSCI.3479-08.2008. ISSN 0270-6474. Dostupné z: <http://www.jneurosci.org/cgi/doi/10.1523/JNEUROSCI.3479-08.2008>.
24. OSBORN, A.G. (ed.), c 2010. *Diagnostic imaging.* 2nd ed. Utah, Salt Lake City: Amirsys. ISBN 978-1-931884-72-3.

25. SEIDL, Z. a kol., 2003. Fyziologický vývoj myelinizace mozku v obraze magnetické rezonance. *Česká a slovenská Neurologie, Neurochirurgie*.66/99(4), s. 270–273. ISSN 1210-7859.
26. MURAKAMI, J.W., E.WEINBERGER and D.W. SHAW, 1999. Normal myelination of pediatric brain with Fluid-Attenuated Inversion-Recovery (FLAIR)MR imagining. *American Journal of Neuroradiology*. Č 20, s. 1406–1411. ISSN 0195-6108
27. AUBERT-BROCHE, B., V. FONOV, I. LEPPERT, G.B. PIKE and D.L. COLLINS. *Human myelination from birth to 4.5 years*. [online]. 2008. Montreal Neurological Institute, McGill University, Montreal, Canada. Dostupné z:https://www.researchgate.net/publication/23449958_Human_brain_myelination_from_birth_to_45_years
28. DEONI, S.C.L., E. MERCURE, A. BLASI, D. GASSTON, A. THOMSON, M. JOHNSON, S.C.R. WILLIAMS and D.G.M. MURPHY. Mapping Infant Brain Myelination with Magnetic Resonance Imaging. *Journal of Neuroscience* [online]. 2011, 31(2), 784-791. [cit. 2017-01-06]. DOI: 10.1523/JNEUROSCI.2106-10.2011. ISSN 0270-6474. Dostupné z: <http://www.jneurosci.org/cgi/doi/10.1523/JNEUROSCI.2106-10.2011>.
29. NĚMCOVÁ, J. a kol., 2016. *Skripta k předmětům Výzkum v ošetrovatelství, Výzkum v porodní asistenci a Seminář k bakalářské práci*. Praha: VŠZ.ISBN 978-80-902876-9-3.

PŘÍLOHY

Příloha A – Čestné prohlášení studenta k získání podkladů

Příloha B – Souhlas s poskytnutím materiálů pro bakalářskou práci

Příloha C – Průvodní list k rešerši

Příloha D – Ukázka z informovaného souhlasu s vyšetřením

ČESTNÉ PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem zpracovala údaje/podklady pro praktickou část bakalářské práce s názvem *Myelinizace v obraze magnetické rezonance*.

v rámci studia/odborné praxe realizované v rámci studia na Vysoké škole zdravotnické, o. p. s., Duškova 7, Praha 5.

V Praze dne.....

.....

Jméno a příjmení studenta

Příloha B – Souhlas s poskytnutím materiálů pro bakalářskou práci

Souhlas s poskytnutím materiálů pro bakalářskou práci

Všeobecná fakultní nemocnice v Praze

Radiodiagnostická klinika

U nemocnice 2, 128 08, Praha 2

Tel.: 224 965 468

Věc: Souhlas s poskytnutím snímků pořízených na pracovišti magnetické rezonance a výpočetní tomografie radiodiagnostické kliniky Všeobecné fakultní nemocnice v Praze, 1. lékařské fakulty Univerzity Karlovy, jako součást bakalářské práce.

Souhlasím s tím, aby Petr Šulc, student Vysoké školy zdravotnické, o.p.s., Duškova 7, Praha 5, použil data z vyšetřovacích protokolů a snímky pořízené na pracovišti magnetické rezonance a výpočetní tomografie radiodiagnostické kliniky Všeobecné fakultní nemocnice v Praze, 1. lékařské fakulty Univerzity Karlovy, jako nedílnou součást bakalářské práce na téma: „Myelinizace bílé hmoty mozkové v obraze magnetické rezonance“.

Student se tímto zavazuje, že získaný obrazový materiál bude využit pouze ke zpracování bakalářské práce a jiným způsobem nebude zneužit.

V Praze dne: 26. 11. 2016



Prof. MUDr. Zdeněk Seidl, CSc.

Vedoucí lékař

PRŮVODNÍ LIST K REŠERŠI

Jméno: Petr Šulc

Název práce: Myelinizace v obraze magnetické rezonance

Jazykové vymezení:

čeština, angličtina

Klíčová slova:

growing – vývoj, magnetic resonance imaging – magnetická rezonance, myelin, myelination – myelinizace, white matter – bílá hmota mozková

Časové vymezení: 2000–2016

Druhy dokumentů:

vysokoškolské práce, knihy, články a příspěvky ve sborníku, elektronické zdroje

Počet záznamů:

45 (vysokoškolské práce: 1, knihy: 11, články a příspěvky ve sborníku: 23, elektronické zdroje: 10)

Použitý citační styl:

Harvardský, ČSN ISO 690-2:2011 (česká verze mezinárodních norem pro tvorbu citací tradičních a elektronických dokumentů)

Základní prameny:

Katalogy knihoven systému Medvik – knihy (=monografie)

Bibliographia medica Czechoslovaca (BMČ – články)

Medline

Příloha D – Ukázka z informovaného souhlasu s vyšetřením

	<p>Všeobecná fakultní nemocnice v Praze U Nemocnice 499/2, 128 08 Praha 2 IČ 00064165, tel. 224961111</p> <p>Informovaný souhlas</p>	 IS-RADIO-11
---	--	--

Radiodiagnostická klinika

Jméno a příjmení:	r. č.:
--------------------------	---------------

Zákonný zástupce pacienta (jméno, příjmení):

Označení zdravotního výkonu (popřípadě několika výkonů):

VYŠETŘENÍ MAGNETICKOU REZONANCÍ (MR)

Účel, povaha, předpokládaný prospěch, následky a možná rizika zdravotního výkonu:

Magnetická rezonance (MR) je zobrazovací vyšetřovací metoda, která nevyužívá rentgenové záření, ale využívá silné magnetické a radiofrekvenční elektromagnetické pole. Cílem tohoto vyšetření je získání obrazů vyšetřovaných orgánů nebo informace o jejich funkci či biologickém složení. Vyšetření není bolestivé. V některých případech se používá navíc kontrastní látka, která až na velmi ojedinělé případy nezpůsobuje žádné vedlejší reakce.

Účelem MR vyšetření je nalezení případných změn struktury orgánů a tkání ve vyšetřované oblasti nebo posouzení změn již dříve známých. Získané informace pomohou lékaři diagnostikovat Vaši chorobu, upřesnit Vaši diagnózu anebo sledovat průběh Vašeho onemocnění (například pro ověření úspěšnosti dosavadní léčby). Účelem použití kontrastní látky je zvýšení citlivosti vyšetření a zpřesnění diagnózy nebo cílené zobrazení cév.

Magnetická rezonance je vyšetřovací metoda, která využívá silné magnetické pole. Není založena na rentgenovém záření. Žádné škodlivé účinky magnetické rezonance nebyly prokázány. Na základě předběžné opatrnosti se však vyšetření nedoporučuje provádět u žen v prvním trimestru těhotenství. Závažné alergické reakce na kontrastní látky užívané při MR jsou velmi vzácné a pracoviště je vybaveno ke zvládnutí život ohrožujícího stavu. Alergické reakce se liší intenzitou příznaků od nevýznamných (kopřivka, zarudnutí, svědění) až po závažné reakce (otok dýchacích cest a plic, pokles tlaku a zvýšení srdeční akce, v krajním případě selhání srdce a plic), které mohou vyžadovat rychlou lékařskou pomoc. Zdravotní komplikace spojená s použitím kontrastní látky může vzniknout v případě závažné poruchy funkce ledvin, protože při pomalejším vylučování kontrastní látky vzniká riziko projevu vzácného onemocnění nazývaného nefrogenní systémová fibróza. Z tohoto důvodu může být také před podáním kontrastní látky provedeno vyšetření funkce ledvin.

Ověření kontraindikací výkonu:

Zakroužkujte u každé položky jednu z možností ANO / NE, případně nechte nezakroužkovanou žádnou možnost, pokud si nejste jisti. Tučným typem písma v první části seznamu jsou uvedeny možnosti, které mohou závažně poškodit zdraví vyšetřovaného a jejich přesné určení je naprosto zásadní pro bezpečné provedení MR vyšetření.

Mám kardiostimulátor a/nebo defibrilátor (přístroj ovlivňující činnost srdce).	ANO	NE
Měl jsem dříve implantovaný stimulátor a zbyly mi v těle elektrody.	ANO	NE
Mám implantovanou infuzní pumpu (například pro dávkování inzulínu).	ANO	NE
Mám implantovaný monitor životních funkcí (např. srdeční monitor nebo monitor nitrolebečního tlaku v lebce).	ANO	NE
Mám kochleární implantát (přístroj na podporu slyšení).	ANO	NE
Mám v těle jiný přístroj / elektronický implantát.	ANO	NE