



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ
ÚSTAV FYZIKÁLNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING
INSTITUTE OF PHYSICAL ENGINEERING

SUSCEPTIBILITNĚ VÁHOVANÉ MAGNETICKOREZONANČNÍ ZOBRAZOVÁNÍ

SUSCEPTIBILITY WEIGHTED MAGNETIC RESONANCE IMAGING (SWI)

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

JAROMÍR BAČOVSKÝ

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

ING. ZENON STARČUK, CSC.

BRNO 2011

Prohlašuji tímto, že jsem bakalářskou práci Suszeptibilitně váhované magnetickorezonanční zobrazování vypracoval samostatně a uvedl v seznamu literatury veškerou použitou literaturu a další informační zdroje.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestně právních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne

.....

vlastnoruční podpis autora

Na tomto místě chci poděkovat Ústavu přístrojové techniky Akademie věd České republiky za vstřícný přístup při řešení mé bakalářské práce. Zvláště pak děkuji Ing. Zenonu Starčukovi jr., CSc. za ochotu, se kterou mě zasvěcoval do tajů nukleární magnetické rezonance. Dále chci poděkovat Ing. Jaroslavu Horkému za cenné praktické rady a pomoc při měření.

V neposlední řadě chci poděkovat celé mé rodině a všem přátelům, kteří mne během studia podporovali a dodávali elán do další práce.

Obsah

Seznam použitých zkratk.....	1
Abstrakt.....	3
Abstract (english version).....	4
Úvod.....	5
Od Wolfganga Pauliho k SWI.....	7
Využití susceptibilitně váhovaného zobrazování v medicíně.....	9
Zvýraznění ložisek krvácení.....	9
Neurodegenerativní onemocnění.....	10
Mikrokalcifikace.....	11
Princip vzniku susceptibilitně váhovaného obrazu.....	14
Vznik signálu.....	14
Magnetická susceptibilita a její efekt v NMR.....	15
Pulsní sekvence Gradientní echo.....	16
Kroky vedoucí k SWI obrazu.....	17
Filtr typu horní propust.....	18
Fázová maska.....	10
Phase unwrapping.....	21
SWI.....	22
Postup provedení MRI měření	23
Technické parametry přístroje.....	23
Volba a příprava vzorků.....	23
Příprava NMR systému k měření.....	27
Ukázky a zhodnocení vytvořených SWI obrazů.....	31
Vliv multiplikačního faktoru m	34
Závěr.....	35
Seznam použité literatury.....	37

Seznam použitých zkratk

CT	-	Computed Tomography
C-NMR	-	Carbon nuclear magnetic resonance
DAI	-	Diffuse axonal injury
DWI	-	Diffusion-weighted imaging
FID	-	Free induction decay
GRE	-	Pulsní sekvence Gradientní echo
HP filtr	-	'High Pass' filtr
PWI	-	Perfusion-weighted imaging
HRBV	-	high-resolution blood oxygen level-dependent venography
LP filtr	-	'Low Pass' filtr
MRA	-	Magnetic resonance Angiography
NMR	-	Nuclear magnetic resonance
N-NMR	-	Nitrogen magnetic resonance
H-NMR	-	Hydrogen magnetic resonance
MRI	-	Magnetic resonance imaging
SWI	-	Susceptibility-weighted imaging

Seznam použitých zkratek

Abstrakt

Susceptibilitně váhované magneticko-rezonanční zobrazování (SWI) je velmi perspektivní metoda využitelná v diagnostice traumat mozku, některých neurodegenerativních onemocnění a dalších závažných zdravotních problému.

Cílem této práce bylo nejprve nastudovat metody magneticko-rezonančního zobrazování se zvláštním důrazem na susceptibilitně váhované zobrazování. Tato teoretická znalost poté posloužila k praktické implementaci SWI metody na 4,7T/200mm systém instalovaný na ÚPT AV ČR, v.v.i.

Bylo potřeba vytvořit prototyp softwaru, který v MRI obrazech zvýrazní vliv přechodu mezi prostředími s různou susceptibilitou. Mezi základní věci, které bylo nutno vyřešit patří filtrace obrazu pomocí HP filtru, vytvoření fázové masky, odstranění přechodů ve fázovém obraze.

K ověření správnosti byly vytvořeny pokusné vzorky, jejichž vlastnosti byly voleny tak, aby bylo možné potvrdit prozkoumat vliv základních nastavení MR zařízení i vytvořeného obrázkopracovávajícího softwaru. Těmito fantomy byly v počátečních fázích slepičí vejce a později poněkud sofistikovanější vzorek z podobě citrusového plodu dopovaného nanoželezem, CaCl_2 , Zn , AgCl . Pomocí měření fantomů byla ověřena funkce metody a prozkoumány některé její vlastnosti vzhledem k volbě parametrů měření a zpracování obrazu.

Abstract

Susceptibility weighted magnetic resonance imaging (SWI) seems to be a very promising method usable in the diagnosis of a number of clinical and biomedical applications. Diffuse axonal injuries and neurodegenerative diseases to name a few.

The goal of my bachelor's thesis was to study the principal methods of magnetic resonance imaging with particular emphasis on susceptibility weighted imaging. Then use this theoretical knowledge for practical implementation of the SWI method to 4,7T/200mm NMR system located at Institute of Scientific Instruments of the ASCR, v.v.i.

It was necessary to create an image calculated software, which is capable of enhancing contrast caused by magnetic susceptibility differences as they manifest themselves in local phase changes between tissues. Few basic problems had to be solved. The phase image was filtered by a high pass filter, a Phase Mask was created from adjusted image, which is generated from phase unwrapped image.

To verify the SWI method, samples were designed, which have the desired magnetic properties. During the initial phase of experimenting, hen's eggs were used and then citrus fruits with nanoiron, CaCl_2 , Zn and AgCl. We investigated basic parameters and settings of the MRI measurements that affect final susceptibility weighted image.

Úvod

"Co slyším, to zapomenu. Co vidím, si pamatuji.

Co si vyzkouším, tomu rozumím."

Konfucius

Od dob kdy Démokritos z Abdér v 5. století př. n. l. představil svoji filosofickou teorii, podle níž nelze hmotu do nekonečna dělit, je lidská a především vědecká společnost fascinovaná vlastnostmi látek na jejich mikroskopické úrovni. Na další tisíce let se však teorie podstaty látky, z níž je vystavěno vše kolem nás, musela omezit na dohady a nepodložené spekulace.

Teprve s rozvojem kvantové mechaniky na počátku 20. století se otevřela zcela nová brána do světa, jehož záhady zůstávaly člověku po dlouhou dobu skryty hluboko v nitru hmoty samotné. Ačkoli se některé její závěry zdají býti neuvěřitelné či nepochopitelné, kvantová mechanika prošla všemi zkouškami, kterým jsme ji prozatím vystavili. S postupem času se z ní stala jedna z nejuznávanějších a nejpřijímanějších fyzikálních teorií.

Krásu teorie však můžeme posuzovat nejen podle její elegantnosti, obecnosti a konzistence, nýbrž i podle měřítka poněkud odlišného. Při tomto soudu je třeba vzít v úvahu i její prospěšnost lidské společnosti, tedy člověku samotnému v běžných životních situacích a ne jen na akademické půdě. I v tomto ohledu kvantová mechanika s přehledem obstála a našla si právoplatné místo mezi nejdůležitějšími prvky lidského poznání.

V polovině minulého století stála u zrodu oboru nukleární magnetické rezonance, který našel uplatnění v mnoha oblastech vědeckého výzkumu. Jeho stopy můžeme nalézt v chemii, biologii, strukturální analýze a především v medicíně. Z NMR se velice rychle stal nepostradatelný pomocník při diagnostice mnoha chorob. Její unikátní schopnosti pomáhají odhalovat symptomy řady nemocí v jejich raném stádiu a tím umožňuje lékařům zvolit adekvátní léčbu dle závažnosti onemocnění. V roce 2003 bylo po celé Zemi rozmístěno přibližně 10 000 zařízení, která provedla 75 milionů měření

každý den. [23] Za každým tímto statistickým údajem je třeba si představit zachráněný lidský život, který by jinak mohl být zmařen.

Ačkoli je MRI velice mocný nástroj, lidská zvědavost a snaha po dokonalosti nezůstala dlouho nečinná a s nástupem nového tisíciletí spatřila světlo světa metoda SWI, která k dosavadním skvělým výsledkům MRI přidává ještě něco navíc. Umožňuje sledovat susceptibilitní změny v různých oblastech tkáně a tím poskytuje nový druh kontrastu vypovídající o mnoha dějích v lidském organismu.

Cílem mé práce bylo získat zkušenosti s SWI metodou a implementovat ji na 4,7T/200mm systému ÚPT AV ČR, v.v.i. Řešení tohoto úkolu zahrnovalo zvládnutí magneticko rezonančního zobrazování a vytvoření prototypu stabilního softwaru. Na závěr jsem se snažil ověřit předpoklady pomocí vhodně navrženého vzorku, který by demonstroval efekt susceptibilitně váhovaného zobrazování.

Od Wolfganga Pauliho k SWI

Pochopení základních principů, na nichž je vystavěna teorie NMR, šla na počátku minulého století ruku s ruce s novými převratnými objevy v oblasti kvantové mechaniky. Za první opravdu význačný milník můžeme považovat tvrzení švýcarského fyzika Wolfganga Pauliho, který tvrdil že vystavení atomových jader s jaderným spinem a magnetickým momentem silnému externímu magnetickému poli vede k rozštěpení jejich energetických hladin.

Tato Pauliho myšlenka z roku 1924 položila budoucí magnetické rezonanci pevné základy. I když dveře novým objevům byly otevřeny dokořán, na další průlom celý svět čekal téměř přesně 20 let. Až po skončení 2. světové války, během níž se vědecká pozornost upírala především na jiná odvětví výzkumu, se začala psát historie samotné NMR. Na podzim roku 1945 objevili jev magnetické rezonance, nezávisle na sobě, týmy dvou fyziků Felixe Blocha¹ pracujícího ve Stanfordu a Edwarda Purcella² z Cambridge. Po řadě neúspěšných pokusů se jim podařilo prokázat, že jádra atomů vystavená silnému magnetickému poli jsou schopná absorbovat radiofrekvenční vlny. O sedm let později za tento objev získali společně Nobelovu cenu. [21] Klíčový rozvoj NMR přišel na přelomu 60. a 70. let s vývojem informačních technologií a supravodivých materiálů. První zmíněný prvek umožnil rychlé zpracování FID signálu, jehož teoretický základ položil již na počátku 19. století francouzský matematik a bonapartista Baptiste Joseph Fourier. [15] O více než století později byla tato metoda využita Richardem R. Ernstem při převedení v čase dozívající indukce (FID)

1 **Felix Bloch** (* 23. 10. 1905, † 10. 9. 1983), americký fyzik narozený ve švýcarském Curychu, který emigroval do USA po Hitlerově nástupu k moci v r. 1933. 1934 se stal zaměstnancem Standfordské university v Palo Alto, v průběhu 2. světové války pracoval v Los Alamos na jaderném výzkumu a na Harvardově universitě na výzkumu radarových systémů a po jejím skončení se vrátil do Stanfordu, kde rozvinul princip NMR. V letech 1954–1955 se stal prvním ředitelem organizace European Organization for Nuclear Research (CERN).

2 **Edward Mills Purcell** (*30. 8. 1912, † 7. 3. 1997), narozen v Taylorville, Illinois. V průběhu 2. Světové války se stal vedoucím skupiny vyvíjející radary v Radiation Laboratory na Massachusetts Institute of Technology v Cambridge. V r. 1946 vyvinul metodu NMR a v r. 1949 se stal profesorem fyziky na Harvardu. Pomocí radaru citlivého na vlnovou délku 0,21 m se mu podařilo zachytit záření atomárního neutrálního vodíku z mezihvězdného prostoru. V roce 1980 obdržel National Medal of Science.

do klasické podoby frekvenčního spektra, které je přesným obrazem struktury měřeného vzorku. Za vývoj metod NMR spektroskopie vysokého rozlišení, tj. fourierovské NMR, obdržel roku 1991 Nobelovu cenu.

Na konci 70. let se začala používat metoda dvou a vícerozměrné spektroskopie, která pomohla vyřešit překryv signálů ve složitých jednorozměrných spektrech. Od té doby NMR již definitivně překročila oblast čisté fyziky a je využívána v dalších vědních oborech například v chemii ke strukturální analýze látek, biochemii, strukturální biologii, krystalografii a především pak v medicíně.

Od klasické NMR byl již krůček k zobrazovacím metodám MRI. Roku 1971 Raymond Damadian prokázal, že chování vody v různých tkáních je odlišné, což platí i pro zdravou a nemocnou tkáň. Rozdíl spočívá především v pohyblivosti jednotlivých atomů, která je dána teplotou, obsahem solí a iontů. První MRI snímek byl publikován v roce 1973 a již v lednu následujícího roku byl pořízen obraz prvního živého tvora - laboratorní myši. O 4 roky později se již objevily studie pracující s lidskými subjekty. Od té doby se z magnetické rezonance stal jeden z nejpřínosnějších diagnostických prostředků, který každý rok provede na celém světě milióny vyšetření.

Od roku 2001 pracuje Dr. Mark Haacke se svým týmem na metodě, kterou původně nazval HRBV (high-resolution blood oxygen level-dependent venography). Díky tomu, že poskytuje zvýrazněný kontrast susceptibilitních změn byla metoda později přejmenována na SWI 'susceptibility-weighted imaging'. [4]

Využití susceptibilitně váhovaného zobrazování v medicíně

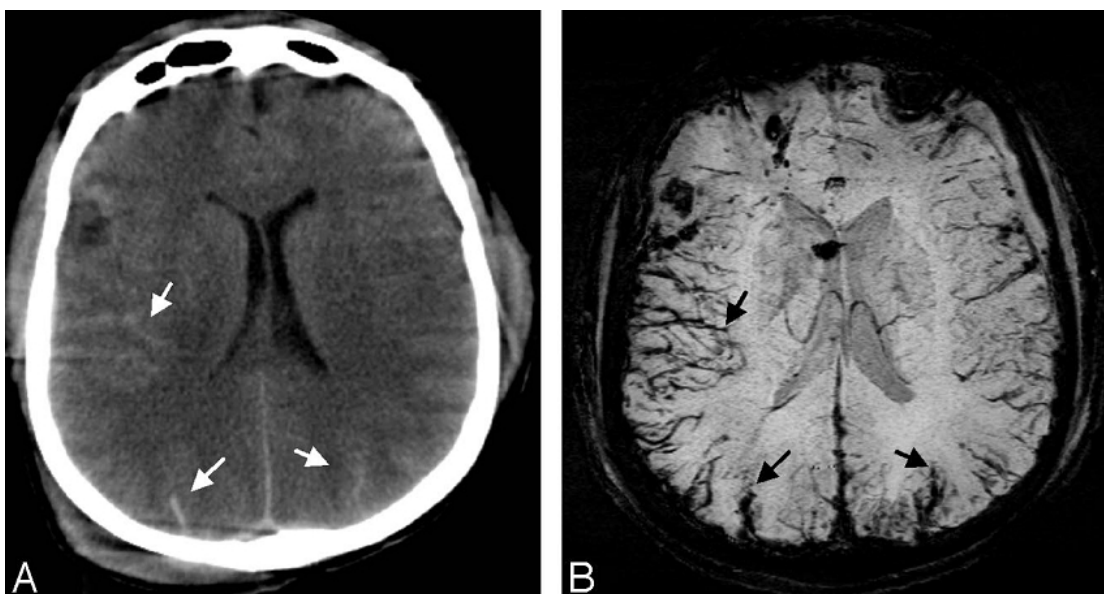
Susceptibilitně váhované zobrazování otevírá nové obzory v možnostech diagnostikování symptomů, které v klasickém MRI nejsou vůbec, či jen velmi nezřetelně, viditelné. V lékařské praxi se SWI experimentálně používá v několika centrech v USA a Evropě, nicméně se ještě zdaleka nejedná o standard.

Zvýraznění ložisek krvácení

Hlavní přínos můžeme nalézt mimo jiné v možnosti detekce mikrokrvácení díky paramagnetickým vlastnostem deoxyhemoglobinu, methemoglobinu, hemosiderin a jiných krevních složek. Mnohé z těchto látek vykazují paramagnetické vlastnosti v důsledku přítomnosti nespárovaných elektronů, což vede k úbytku celkového signálu. To je používáno v běžném MRI, kde se nijak nevyužívá fázové informace, ke zvýraznění těchto regionů. SWI také dokáže zřetelně odlišit oblasti s okysličeným a neokysličeným hemoglobinem.

Z výše uvedených důvodů je zřejmé, že SWI se dá použít ke kvalitnímu zobrazení krevního řečiště bez nutnosti použití kontrastních látek (angiografie).

Zvýšený kontrast mezi krevními složkami a okolní tkání pomáhá diagnostikovat ložiska mikrokrvácení. Velmi užitečná se tato metoda ukazuje při diagnostice difuzního



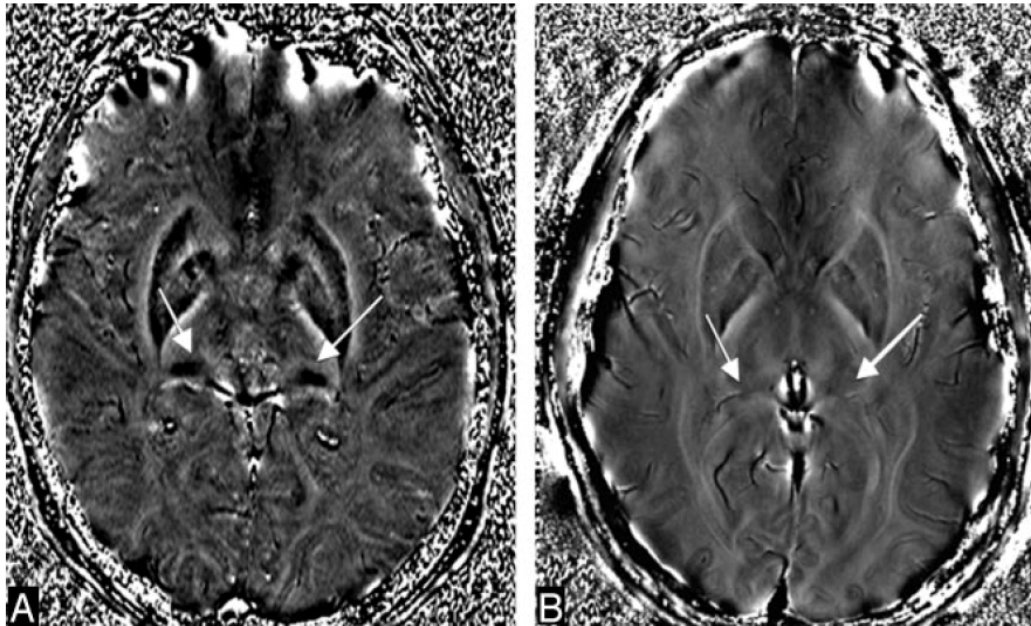
Obr. 1: CT (A) a SWI (B) vyšetření traumatického subarachnoidálního krvácení, jenž ilustruje znatelný rozdíl v ostrosti zviditelnění poranění

axonálního poranění (DAI). Jedná se o závažné mozkové trauma doprovázené těžkým komatem vznikající často při automobilových nehodách v důsledku prudkého zpomalení, zrychlení či rotace, vyjimečně jako důsledek tzv. baby-shake syndromu.[2] DAI zasahuje především mozkový kmen, corpus callosum, diencephalon, cerebellum a bílou hmotu. Postižený zpravidla ihned upadá do komatu, přičemž 90% pacientů trpících závažnějšími formami již nikdy nenabyde vědomí. Mortalita u těchto případů dosahuje až 50%. [1] Poranění je kromě přerušení některých axonů doprovázeno i hemoragickými ložisky, která mohou být běžným CT či MRI vyšetřením přehlédnuta. SWI nám umožňuje lépe DAI detekovat, zejména u intraventrikulárních či subarachnoidálních hemoragií, kde klasické metody selhávají.[3]

SWI má v medicíně mnohem širší spektrum využití, než jen diagnostiku krvácení u traumat mozku. Cerebrovaskulární ischemie či arteriosklerotická stenóza vedoucí k akutnímu infarktu bývaly dříve vyšetřovány zpravidla technikami jako je DWI (diffusion-weighted imaging), PWI (perfusion-weighted imaging) nebo MRA (MR angiografie). Díky velké citlivosti k neokysličenému hemoglobinu je schopné SWI poskytnout další informace o poloze a závažnosti nedokrvení.[12, 13]

Neurodegenerativní onemocnění

Další možnosti se otevírají v oblasti neurodegenerativních onemocnění.[3] Je dobře známo, že se v mozkových centrech s přibývajícím věkem ukládá více a více železa. Pokud je tento přirozený děj intenzivnější než je obvyklé, může se jednat o příznak některých nemocí. Velký nárůst železa byl pozorován u Parkinsonovy a Huntingtonovy choroby, Alzheimerova či roztroušené sklerózy.[20]



Obr. 2: Nadměrný výskyt železa v pulvinar thalami, struktury patřící k bazálním gangliím středního mozku.[3]

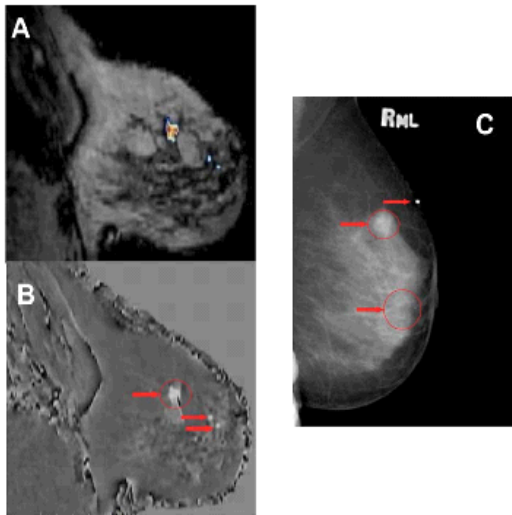
Podobné znaky můžeme najít i u Sturge-Weberova syndromu doprovázeného ztrátou mozkových buněk a kalcifikací mozkové tkáně. Jedná se o vrozenou neurologickou poruchu doprovázenou častými záchvaty, mentálním zpomalením vývoje až retardací. [25] U takto postižených pacientů se jako jeden ze symptomů vyskytují neobvyklé cévní struktury na povrchu mozku vedoucí až k nezhoubným nádorům, které je možné podobně jako každé jiné části cévního systému kvalitně zobrazit pomocí SWI.[6]

Mikrokalcifikace

Přítomnost minerálů jako je vápník resp. železo, který vykazuje v tkáních diamagnetické resp. paramagnetické vlastnosti, ovlivňuje FID signál z dané oblasti a způsobuje pozorovatelné susceptibilitní změny. Napříč tomu je velmi složité rozlišit normální a patologickou depozici těmito látkami. Podobně jak je narušení metabolismu železa v mozku symptomem neurodegenerativních onemocnění, informace

o uspořádání a velikosti mikrokalcifikace pomáhá lékaři stanovit diagnózu u různých druhů maligních nádorů prsu.[5]

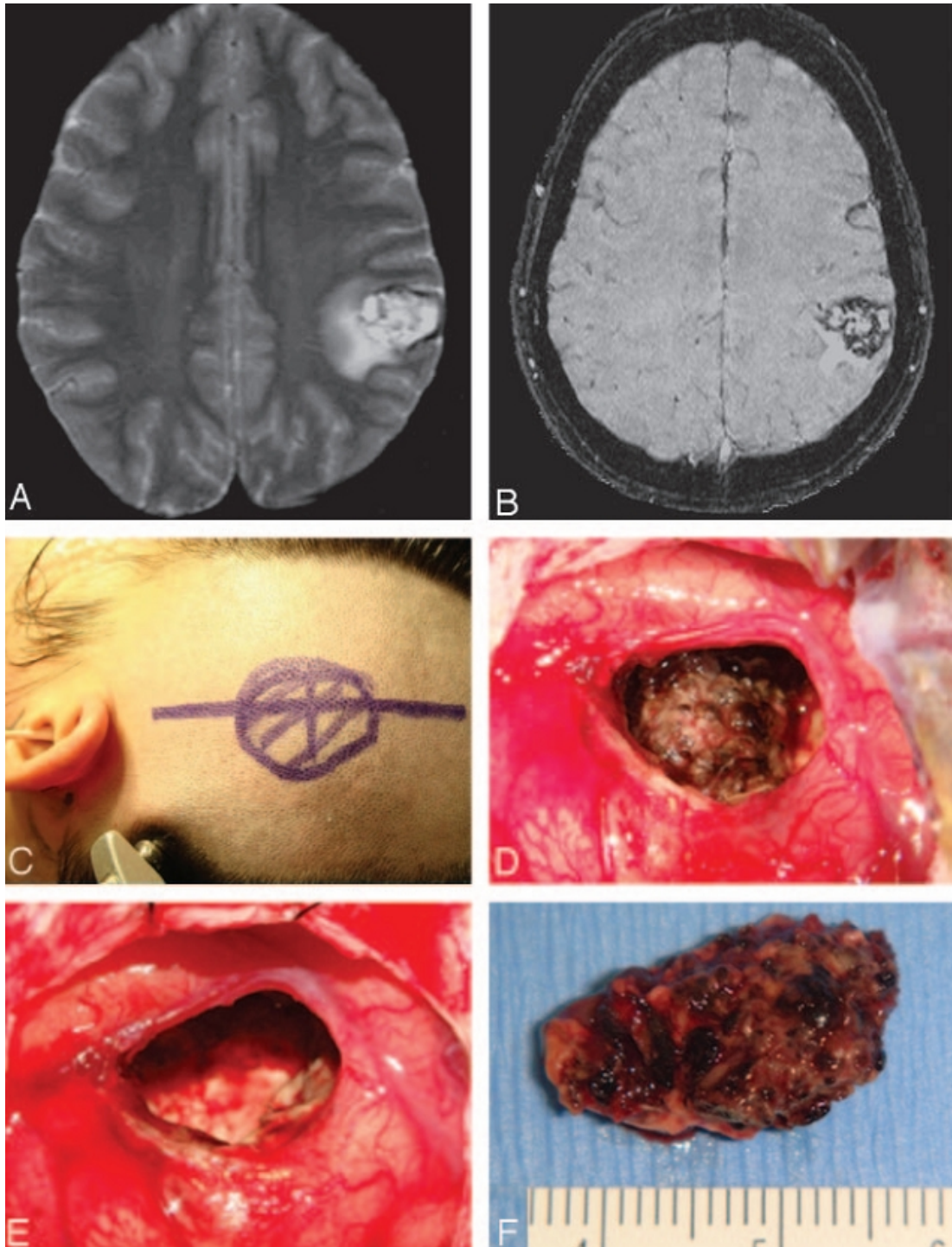
Obr. 3: Mikrokalcifikace označená v obrázku



šipkami je často jedním z příznaků rakoviny prsu. [5]

Vývoj SWI otevřel nové obzory také ve studiu mozkových nádorů. K pochopení jejich vývoje a důvodu vzniku je zcela zásadní znalost cévnatosti, ohraničení a polohy cyst. Ukazuje se, že agresivní nádory mají tendenci k výraznému zvýšení vaskularity a k výskytu velkého množství mikrohemoragických ložisek v okolí tumoru. SWI napomáhá především ke značnému zlepšení určení hranic nádoru, což lékaři umožňuje stanovit optimální léčbu dle aktuálního stavu vývoje onemocnění. Obdobný přínos

nacházíme také u cerebrálně vaskulárních malformací, jejichž původ je obvykle v místních poruchách cévní sítě, především pak v abnormálně zvětšených dutinách krevních kapilár obklopených monovrstvou endothelia. [6]



Obr. 4: Obrázek ukazuje pacienta trpícího CCM (cerebral cavernous malformation), při jehož operaci bylo k lokalizaci defektu použito SWI metody. [3]

Princip vzniku susceptibilitně váhovaného obrazu

Susceptibilitně váhovaný obraz vzniká kombinací obrazu absolutní hodnoty a fázové informace ukryté v naměřeném signálu, která je v klasických MRI obrazech ne zcela úplně využita. Potenciál tato metoda skýtá především s vzrůstající silou statického magnetického pole. V takovémto případě se SWI stává velice atraktivním aparátem umožňujícím obdržet nové informace o měřených objektech. S nárůstem B_0 dochází ke zlepšení poměru signál-šum v získaných obrazech, což v důsledku dovoluje zvolit vyšší rozlišení. Tato volba navíc zmenšuje ztrátu signálu způsobenou rozfázováním spinů v jednotlivých voxidech způsobené malými nehomogenitami statického pole.

Vznik signálu

MRI měří FID signál pocházející od jader vodíkových atomů vykonávající precesní pohyb v silném vnějším magnetickém poli. Z praktických důvodů jsou nejvýhodnější jádra se spinovým kvantovým číslem $\frac{1}{2}$. Jedná se tedy o ^1H - NMR, ^{13}C - NMR, ^{15}N - NMR. Nejvhodnější pro NMR měření jsou jádra vodíku a to nejen z důvodu jeho dominantního zastoupení v biologických vzorcích. Díky svému vysokému gyromagnetickému poměru ($2,68 \cdot 10^8 \text{ T}^{-1}\text{rad s}^{-1}$) a téměř 100% přirozenému izotopovému zastoupení ve formě ^1H jsou tato jádra nejcitlivější ve vztahu k NMR experimentům.[18] Atomová jádra vodíku z výše uvedených důvodů produkují nejsilnější magnetický moment. Díky nehomogennímu rozložení koncentrace vodíku ve vzorku je možné docílit požadovaného kontrastu.

Tento kontrast je při použití pulsní sekvence gradientního echa dán závislostí

$$M(TE) = M_0(1 - e^{-TR/T_1})e^{-TE/T_2^*} \quad 3,$$

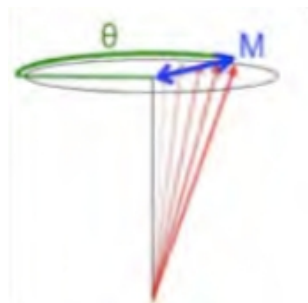
přičemž fáze je úměrná nehomogenitě statického magnetického pole: $\Delta\theta(TE) = -\gamma TE \Delta B_0$

V průběhu NMR měření je radiofrekvenčním pulsem vytvořena transversální

3 Uvedený vztah platí pro sklápěcí úhel 90° , který je ovšem v praxi často redukován na menší hodnotu, jak je diskutováno v kapitole Pulsní sekvence Gradientní echo.

Princip vzniku susceptibilitně váhovaného obrazu

magnetizace, jejíž vektor začne vykonávat precesní pohyb kolem osy z, v jejímž směru míří vektor magnetické indukce statického magnetického pole B_0 .



$$M(t) = \sqrt{M_x^2 + M_y^2}$$

$$\theta(t) = \text{atan}(M_x / M_y)$$

Obr. 5: Obrázek ilustrující vznik fázové informace v průběhu NMR experimentu. [7]

Magnetická susceptibilita a její efekt v NMR

Magnetická susceptibilita je fyzikální veličina popisující interakci látky s vnějším magnetickým polem. Její definici lze zapsat jako podíl magnetizace M a intenzity magnetického pole H :

$\chi_m = \frac{M}{H}$. To nám umožňuje definovat vektor magnetické

indukce B dle vztahu: $B = \mu_0 (H + M) = \mu_0 (1 + \chi_m) H$.

Podle hodnoty magnetické susceptibility lze rozdělit materiály na:

- diamagnetické $-1 < \chi_m < 0$
- paramagnetické $0 < \chi_m \ll 1$
- feromagnetické $\chi_m \gg 1$

Přítomnost feromagnetických látek, jakou jsou částice oxidu železa, mohou posloužit jako další druh kontrastu v získaných obrazech. Železo je jednou z nejobvyklejších feromagnetických látek v lidském těle, která je zodpovědná za susceptibilitní přechod mezi okysličenou a neokysličenou krví. Podobně je tomu u rozhraní tkáň vzduch v nosní dutině či ušních kanálech.

Susceptibilitní efekt je závislý především na tvaru a orientaci struktury těchto látek vzhledem k statickému magnetickému poli. Vytvořenou poruchu pole je možné vypočítat dle Fourierova vztahu [7]:

$$\Delta B_0(r) = B_0 FT^{-1} \left(\left(\frac{1}{3} - \frac{k_z^2}{k_x^2 + k_y^2 + k_z^2} \right) \chi(k) \right)$$

Princip vzniku susceptibilitně váhovaného obrazu

Pro některé jednoduché tvary je možné nalézt analytické řešení. Například v případě koule ho můžeme vyjádřit ve tvaru [7]:

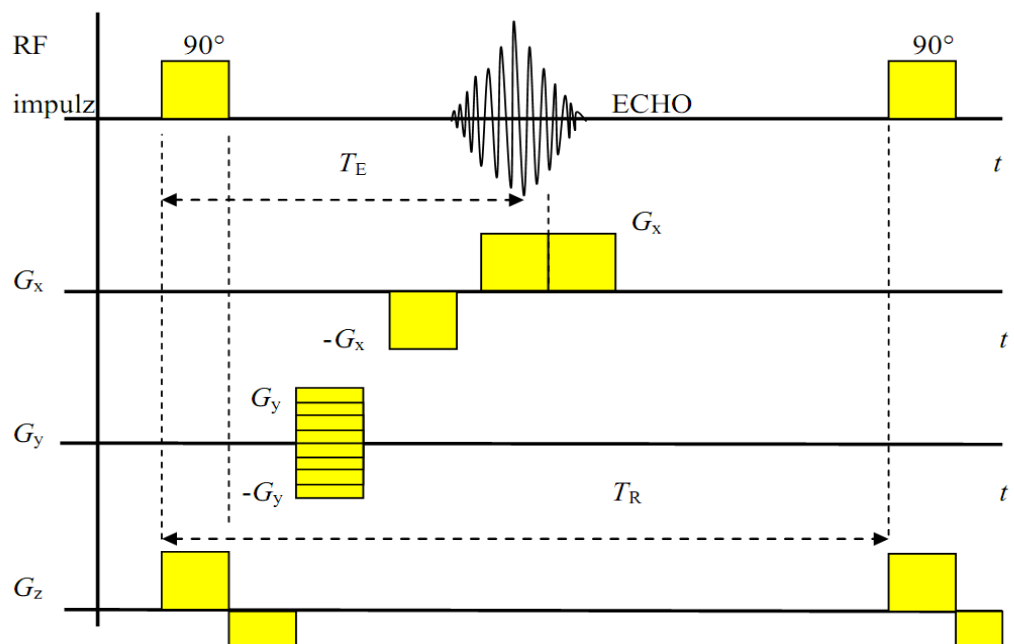
$$\Delta B_0 = \frac{2}{3} \chi B_0 \quad r < R$$

$$\Delta B_0 = \frac{\Delta \chi B_0}{3} \left(\frac{r}{R} \right)^3 (3 \cos^2 \theta - 1) \quad r > R$$

Dle konvence odpovídají ve fázovém obraze záporné hodnotě oblasti s nárůstem magnetického pole. Tento úzus byl zaveden pravděpodobně s přihlédnutím k tomu, aby se cévy přirozeně zobrazovaly tmavou barvou.

Pulsní sekvence Gradientní echo

Pod pojmem gradientní echo (GRE)⁴ se ukrývá třída pulsních sekvencí užívaných v aplikacích vyžadujících krátké akviziční doby a velkou rychlost měření. Z těchto důvodů je široce rozšířeno při zobrazování vaskulárního systému, kardiologických vyšetřeních a metodách při nichž je nezbytný zcela minimální pohyb pacienta (zadržení dechu apod.). [8]



Obr. 6: Grafické znázornění pulsní sekvence GRE

4 gradient-recalled echo, gradient-refocused echo, field echo

Princip vzniku susceptibilitně váhovaného obrazu

Gradientní echo neobsahuje ve své sekvenci 180° refokusační puls, jak tomu je u spinového echa. V tomto případě je k opětovnému spinovému sfázování využito gradientních polí. Vymezení řezu je zde provedeno gradientem G_z současně s RF pulzem. Následně je aplikován frekvenčně kódovací gradient G_y . Rozfázování spinů je urychleno gradientem G_x , přičemž opětovného sfázování a vzniku maxima FID signálu je docíleno aplikací gradientu opačného směru.

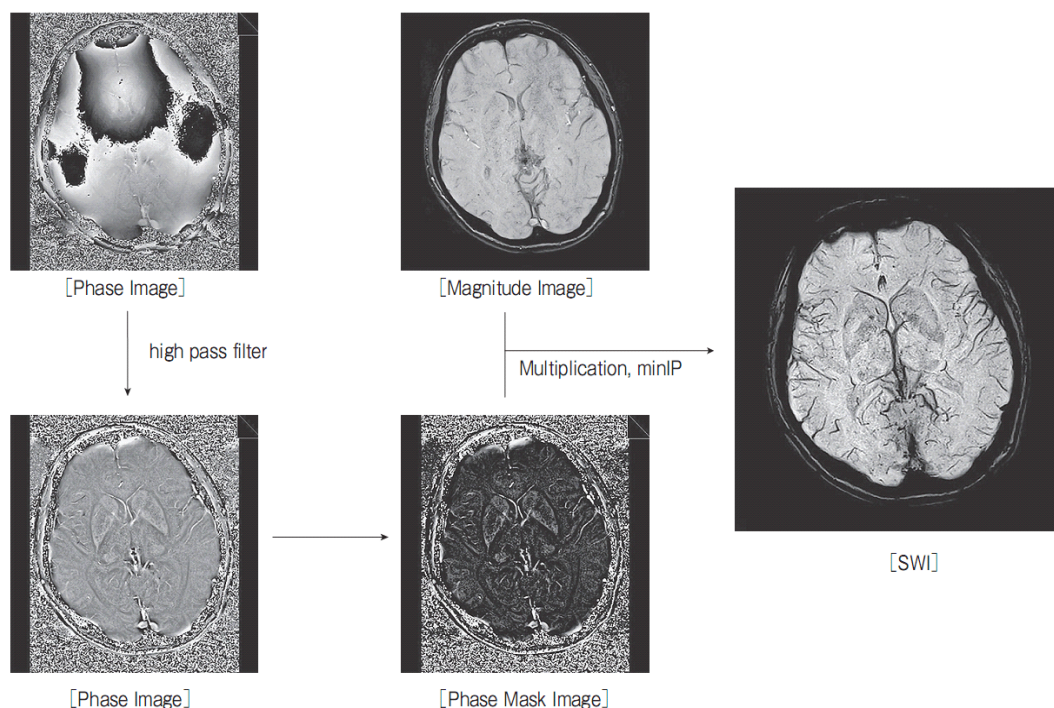
Zkrácení celkové doby měření je docíleno RF pulzem nepřeklápějícím o celých 90° , nýbrž zpravidla o méně, čímž se redukuje nároky na délku časové prodlevy nutné k obnovení longitudinální M_z magnetizace určené časovou konstantou T_1 . V důsledku toho jsou typické krátké opakovací časy TR v rozmezí 2-50ms. Velmi malé sklápěcí úhly dokonce zaručují vytvoření dostatečné transverzální magnetizace se zcela minimálním úbytkem longitudinální. [9]

Ačkoli hlavní předností GRE je již zmíněná krátká akviziční doba, je možné najít i další přednosti. Gradientní echo například poskytuje velmi kontrastní snímky krevního řečiště, čehož se využívá při angiografických vyšetřeních. Z pohledu této práce je zejména důležitá citlivost k lokálním susceptibilitním změnám, která je podpořena absencí refokusačního 180° pulzu, který by narušil fázový vývoj spinového systému. Obraz pořízený pulsní sekvencí GRE je e^{-TE/T_2^*} váhovaný, kde na rozdíl od spinového echa nepozorujeme závislost na T_2 , nýbrž na T_2^* . Změna této konstanty zdůrazňuje závislost na vnějších parametrech, jako jsou susceptibilitní změny ve vzorku či správné nashimování pole. [9] Vliv těchto faktorů vede k vyšší náchylnosti ke ztrátám v intenzitě signálu, ovšem pro SWI je tato závislost nepostradatelná.

Kroky vedoucí k SWI obrazu

V následující kapitole budou přiblíženy a následně podrobně rozebrány kroky vedoucí od běžného MRI k susceptibilitně váhovanému obrazu. Na obrázku 7 můžeme přehledně vidět schéma znázorňující tento postup.

Princip vzniku susceptibilitně váhovaného obrazu



Obr. 7: Schéma vzniku SWI obrazu

Nejprve je zkonstruován fázový obraz a obraz absolutní hodnoty datového souboru. Další úpravy se budou týkat již jen fázové složky. Nejprve je na ni aplikován HP filtr a z takto upraveného obrazu je následně vytvořena fázová maska, kterou použijeme na požadované zvýšení kontrastu susceptibilitních přechodů v obraze absolutní hodnoty.

Filtr typu horní propust

Filtr typu horní propust⁵ je uzpůsoben k propouštění vysokých a eliminaci nízkých frekvencí v obraze. V našem případě je jeho použití nezbytné z důvodu odstranění prostorových nehomogenit statického magnetického pole, způsobených nedokonalým nashimmováním magnetu a různými dalšími efekty, které nic nevypovídají o změnách ve vzorku, nýbrž jen o velkoplošných a pozvolných defektech pole.

Celé filtrování je založeno na principu konvoluce, kde je konvoluční jádro HP filtru tvořeno rozdílem nulové matice s centrálním jednotkovým prvkem (označíme

⁵ V literatuře se často hovoří o tzv. HP filtru. Označení vychází z anglického 'high pass'

D) a matice s Gaussovým rozdělením prvků (ozn. LP), což je v podstatě konvoluční jádro filtru typu dolní propust. Tento postup vytvoří filtr typu Kernel⁶, jehož konvoluční matice obsahuje velký centrální prvek obklopený zápornými hodnotami.

Jako příklad uvádím prvky konvoluční matice rozměru 5:

LP filtr:

0.0000	0.0000	0.0002	0.0000	0.0000
0.0000	0.0113	0.0837	0.0113	0.0000
0.0002	0.0837	0.6187	0.0837	0.0002
0.0000	0.0113	0.0837	0.0113	0.0000
0.0000	0.0000	0.0002	0.0000	0.0000

$$HP = D - LP$$

HP filtr:

-0.0000	-0.0000	-0.0002	-0.0000	-0.0000
-0.0000	-0.0113	-0.0837	-0.0113	-0.0000
-0.0002	-0.0837	0.3813	-0.0837	-0.0002
-0.0000	-0.0113	-0.0837	-0.0113	-0.0000
-0.0000	-0.0000	-0.0002	-0.0000	-0.0000

Dle aktuálních potřeb je možné měnit rozměr konvoluční matice, je však zapotřebí z principu volit lichý počet prvků ve sloupcích resp. řádcích.

Takto upravený obraz má poněkud zvýrazněné hranice a především odstraněny nežádoucí efekty nehomogenit statického magnetického pole, jak je dobře patrné z výše uvedeného schématu. Praktickému využití této filtrace brání aditivní šum, který je takto vnesen do datového souboru. Tento druh šumu je reprezentován obrazovou maticí, jejíž členy jsou stochasticky nezávislé realizace náhodné veličiny, která je přičtena k původní „nezašuměné“ matici. Existují možnosti eliminace aditivního šumu založené na průměrování většího počtu obrazů, nicméně ve spojitosti s SWI technikou nebylo jejich použití ještě v literatuře diskutováno.

⁶ Označení Kernel plyne z angl. výrazu pro jádro.

Fázová maska

Dalším krokem k SWI obrazu je vytvoření fázové masky (angl. Phase Mask). Její základ má původ ve zpracovaném fázovém obraze, na který je aplikována speciální váhovací funkce. Použijeme-li na každý prvek přefiltrované fázové obrazové matice funkci $g^m(x)$, kterou prvek po prvku vynásobíme obrazovou maticí fázového obrazu, získáme fázovou masku.

Fázová maska je uzpůsobená k potlačení pixelů s určitou předem definovanou fází. Obvykle se jedná o pixely s kladnou či zápornou hodnotou.

Pokud nás například nejvíce zajímají hodnoty blízké $-\pi$, utvoříme váhovací funkcí

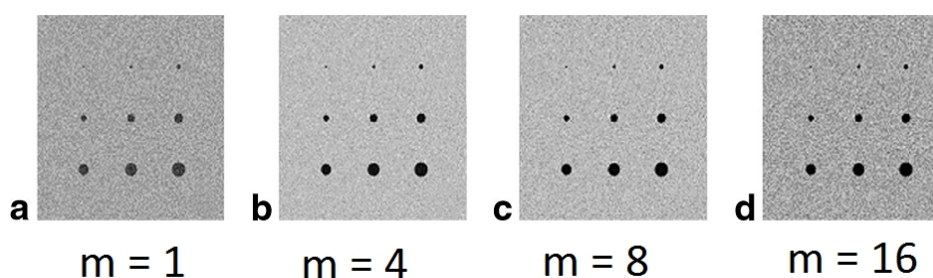
tvaru: $f(x) = \frac{\varphi(x) + \pi}{\pi}$ pro $\varphi(x) < 0$, kde $\varphi(x)$ značí fázi pixelu na pozici x .

Pixelů s jinou hodnotou je ve fázovém obraze přiřazena hodnota 1. Tímto postupem jsme vytvořili negativní fázovou masku, která kompletně potlačuje hodnoty $-\pi$. Podobně bychom mohli zkonstruovat váhovací funkci pro pozitivní fázovou masku, která by našla uplatnění v případě, kdy byly objektem našeho hlavního zájmu pixely, jejichž

hodnoty se pohybují v okolí π . Tvar tokové masky je $f(x) = \frac{\pi - \varphi(x)}{\pi}$, pro $\varphi(x) > 0$, jinak $g(x) = 1$.

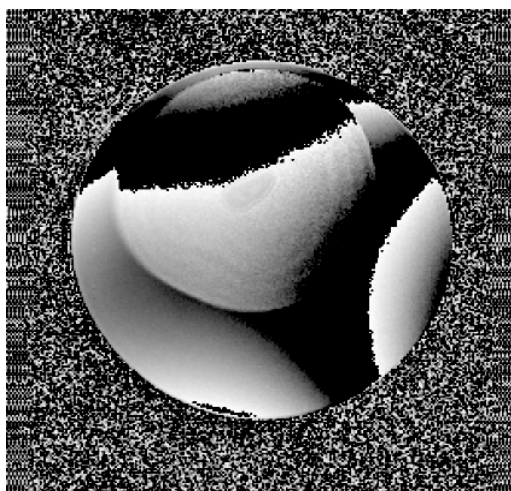
Aplikujeme-li následně několikrát výše vytvořenou fázovou masku na obraz absolutní hodnoty $\rho(x)_{new} = g^m(x) \rho(x)$, kde m je multiplikativní konstanta určující míru zvýraznění fázových rozdílů.[4, 7, 11]

V závislosti na typu a konstrukci filtru je velmi zásadní volba multiplikativní konstanty m , na níž je velmi silně závislý poměr kontrast-šum ve výsledném SWI obraze. Výsledný efekt na SWI obraz je dobře patrný ze simulovaného obrazu, zobrazující různé případy volby m :



Obr. 8: Simulovaný obraz ilustrující vliv volby multiplikativní konstanty m na výsledný SWI obraz [4]

Phase unwrapping



Obr. 9: Fázový obraz vejce demonstrující skokové fázové změny.

Již při letném pohledu na fázový obraz zjistíme, že se v něm objevují široké pásy oddělené skokovou změnou fáze. Tento ostrý zlom je způsoben přechodem fáze přes hranici jejího definičního oboru. Hodnota zobrazovaná v obraze leží v intervalu $(-\pi; \pi)$. Liší-li tedy dvě naměřené hodnoty o nějaký celočíselný násobek 2π , musí se nutně nacházet v jiném pásu.[22, 24]

Tyto nežádoucí struktury tvoří ve výsledném obraze defekty, které

nesouvisí s vnitřní stavbou vzorku, proto je bylo nutné odstranit. K tomuto účelu jsem do svého SWI systému začlenil dvě metody mezi nimiž je možné volit a které se s větší či menší úspěšností snaží přechodům fáze zamezit. Tyto metody jsou známy pod jmény

Goldstein's branch cut a phase quality guided. Ačkoli se tato fáze ukázala pro kvalitu výsledného snímku zásadní, nepodařilo se ještě zcela dořešit její obecné použití. V některých případech jsme obdrželi uspokojivé výsledky, nicméně někdy zanechal tento krok v obraze linie odpovídající místům, kde se fáze lámala. Problémy se objevovaly především v okrajových oblastech obrazu, kde se již nevyskytoval vzorek. V těchto místech má fáze víceméně náhodný charakter šumu, tudíž zde bylo prakticky nemožné operaci vyhlazení fáze provést. Každá z metod se s těmito oblastmi vypořádala s odlišnou úspěšností, ovšem ani jedna nezanechala výsledný vyhlazený obraz bez nežádoucích defektů. Podstatné zlepšení se dostavilo, když jsem tyto „vadné“ pixely nahradil předem definovanou hodnotou. Pixely, jejichž hodnotu mám takto přepsat, jsem určoval z obrazu absolutní hodnoty, kde se tyto oblasti jeví bez signálu. Tudíž stačilo určit vhodné okrajové pásmo hodnot a pixely, jejichž hodnota ležela v tomto pásmu nahradit ve fázovém obraze předem zvoleným číslem. Tento způsob korekce se ukázal jako poměrně úspěšný a výraznou měrou zlepšil výsledky obou metod fázového vyhlazení.

SWI

Nyní již máme připravené všechny nezbytné složky k vytvoření susceptibilitně váhovaného obrazu. Posledním krokem je vynásobení mezi sebou členů obrazové matice fázové masky a klasického MRI obrazu absolutní hodnoty komplexních dat. Tímto krokem jsme završili postup a získali obraz, který získal nový druh kontrastu a poskytuje dodatečnou informaci místech s odlišnou magnetickou susceptibilitou.

Postup provedení MRI měření

Technické parametry přístroje

Svá měření jsem prováděl na Ústavu přístrojové techniky Akademie věd České republiky v Brně na experimentálním NMR systému s statickým magnetickým polem $B_0 = 4,7$ T. Celá sestava je složena z již zmíněného supravodivého magnetu Magnex, gradientních zesilovačů Techron a měřicí konzoly NMR Solutions.

Volba a příprava vzorků

Vzorky použité jako fantomy pro ověřování vlastností SWI byly voleny s přihlédnutím ke zkoumané technice zobrazování a jejího potenciálu využití. Ačkoli jsme nemohli metodu vyzkoušet in vivo, snažili jsme se alespoň při výběru fantomů dodržet několik zásad přibližujících vzorek realitě. Především jsme dbali na to, aby se svými fyzikálními i chemickými vlastnostmi co nejvíce podobal poměrům panujícím v živém organismu.

Při výběru jsme byli omezováni také konstrukcí NMR přístroje, který neumožňuje měřit příliš velké vzorky, tudíž jsme se museli spokojit s rozměry nepřesahujícími 70 mm.

Za první vzorek jsme zvolili běžné slepičí vejce, u kterého bylo zajímavé především rozhraní mezi žloutkem a bílkem tvořené vitelinní membránou, popřípadě skořápkou a bílkem.

Slepičí vejce obsahuje vysoký podíl vody, což nám zaručovalo dostatečnou intenzitu signálu z jednotlivých voxelů a tedy i možnost volby vyššího rozlišení 256x256. V bílku se vyskytuje pouze 11% sušiny, oproti tomu v případě žloutku jsme mohli očekávat poněkud slabší signál, jelikož podíl sušiny zde dosahuje 50%. Na druhé straně jsou si ovšem obě prostředí jak bílku tak žloutku dostatečně chemicky vzdálená, abychom zde mohli předpokládat výraznou susceptibilitní změnu. Navíc je možné předpokládat jisté pozorovatelné struktury plynoucí z vnitřní stavby bílku.

Jeho prostorové dělení je možné popsat čtyřmi vrstvami:

1. Vnitřní hustý chalázový bílek
2. Vnitřní řídký bílek
3. Vnější hustý bílek
4. Vnější řídký bílek

Co se týče složení, mohou být zdrojem susceptibilitních změn minerální látky, které v případě bílku tvoří 50% sušiny a u žloutku je jejich obsah ještě vyšší. Ve žloutku můžeme očekávat převážně volné ionty NA, K a chloridy, kdežto ostatní jsou vázány převážně na proteiny a fosfolipidy. Vápník a hořčík je vázán na fosvitin, zinek na lipovitelinu a síra s fosforem na fosfoproteiny a fosfolipidy.

Druhý vzorek byl již poněkud sofistikovanější. Pomocí dopování citrusového plodu různými chemickými látkami jsme si nadefinovali vlastní prostředí. Vzhledem k rozměrovým omezením jsme použili mandarinku, do níž jsem injekční stříkačkou vpravil jednu z požadovaných látek.

Výběr látek byl prováděn vzhledem k různým magnetickým vlastnostem a také s ohledem k potenciálu SWI v diagnostice některých chorob doprovázených depozicí tkáně různými prvky, jak bylo zmíněno v kapitole zabývající se medicínskými aplikacemi SWI.

Tabulka látek použitých k dopování citrusového plodu:

látka	AgCl	Nanoželezo	CaCl ₂	Zn
forma	roztok	suspenze	roztok	suspenze



Obr. 10: Pracovní pomůcky a vzorky nadopovaných citrusových plodů

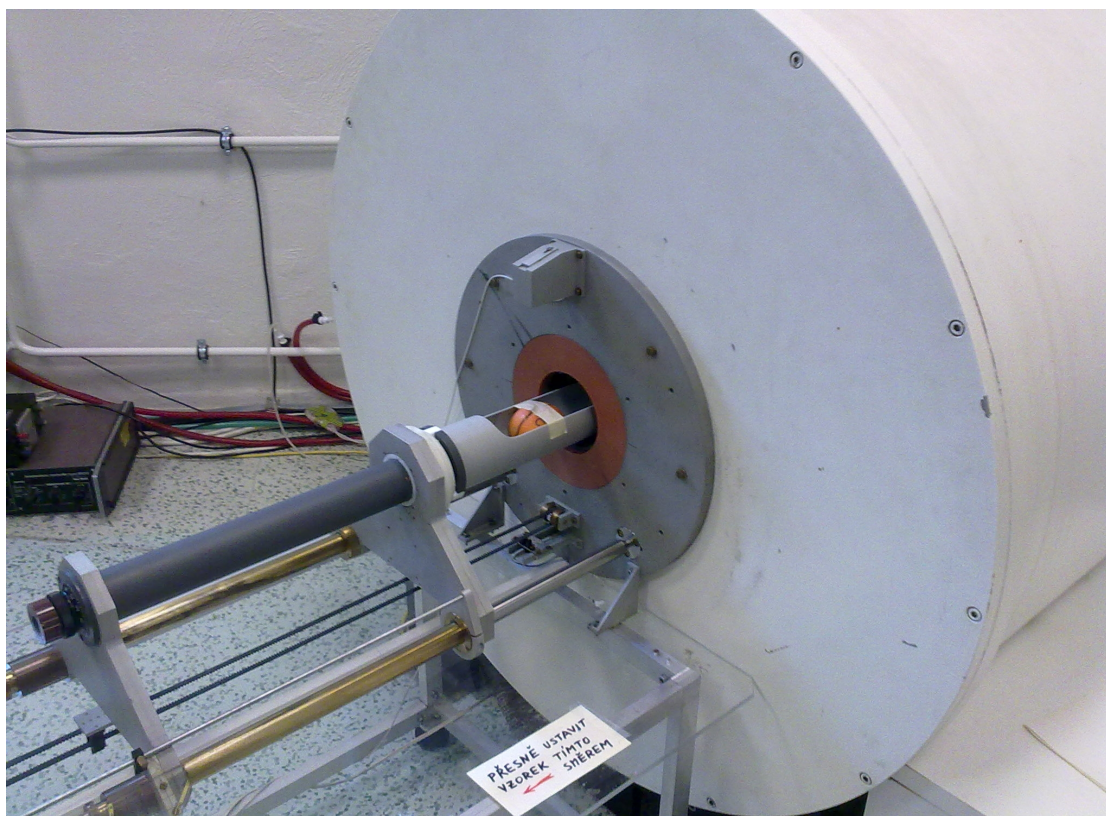
Citrusový plod se jevil být zajímavým základem fantomu z hlediska vnitřní morfologie. Jednotlivé buňky oddělené pektinovou blankou poskytovaly prostorově definovaná prostředí, která oddělovala místa s nainjektovanými chemickými látkami.

Příprava NMR systému k měření

„Předstartovní“ přípravu můžeme rozdělit na část technickou a část věnující se zkalirování a nastavení optimálních vlastností přístroje. První část byla v případě této práce pouze symbolická a spočívala v kontrole zapojení správného $\lambda/4$ kabelu na předzesilovači, ověření zda jsou kabely na jednotce filtrů zapojeny pro měření vodíkových jader a kontrola, případně výměna, vodíkové cívky v portálu mangetu. Nesprávné zapojení některé z těchto součástí by mělo pro celé měření fatální důsledky. V další fázi je zapotřebí zavést vzorek dovnitř do magnetu. K tomu účelu jsou určeny speciální držáky různých tvarů, které jsou uchyceny ve speciálním pojízdném

Postup provedení MRI měření

mechanismu umožňujícím přesně definované zavedení segmentu se vzorkem dovnitř. Ačkoli by se mohlo zdát, že velikost zaváděcího otvoru je dostatečně velká pro mnohem větší objekty než je oněch zmiňovaných 70 mm, je třeba tuto velikost dodržet. Uvnitř portálu⁷ se totiž nachází ještě cívka, která sama určuje maximální povolený rozměr. Pokud by byl vzorek větší, mohlo by dojít k vytlačení cívky druhou stranou přístroje ven a k jejímu pádu na zem hrozícím poškozením či zničením.



Obr. 11: Vzorek připevněný k držáku v průběhu zajištění do magnetu.

Po vykonání všech výše popsanych úkonů je možno přistoupit k nastavení systému pro dané měření. Prvním krokem je nastavení korekce homogenity pole tzv. shimming. Nehomogenity jsou způsobeny především vzorkem samotným, ovšem i prázdný magnet má své vlastní nehomogenity nižšího řádu, které by měly být potlačeny zapojením shimovacích cívek.

Jelikož každý vzorek je jedinečný, zdá se nasnadě, že by se mělo shimovat při

⁷ Pro portál magnetu se používá i označení gantry.

každé výměně vzorků. Takovýto postup by byl samozřejmě ideální, nicméně v praxi je velmi často nerealizovatelný, jelikož se jedná o velmi časově náročnou proceduru, jež klade i jisté nároky na předešle zkušenosti experimentátora. Vychází se proto často z dříve uložených nastavení například pro objekt tvořený zatavenou nádobou s vodou.

Pro SWI se nastavení shimů ukázalo jako velmi zásadní. Při použití velkého množství silně feromagnetických materiálů ve vzorku docházelo ke vzniku velkých nehomogenit statického magnetického pole, které měly za následek kompletní ztrátu signálu z daných voxelů. Bylo proto nutné obvykle provést shimování při vložení nového vzorku zcela znovu, i když se jednalo o velmi podobné fantomy. Dokonce se ukázalo přínosné provádět shimování v několika fázích, například nejprve spustit proceduru rychlého shimování a poté kompletní shimování všemi gradienty až do druhého řádu. Takto získané nastavení již bylo většinou pro zobrazování přijatelné i při použití železných nanočástic.

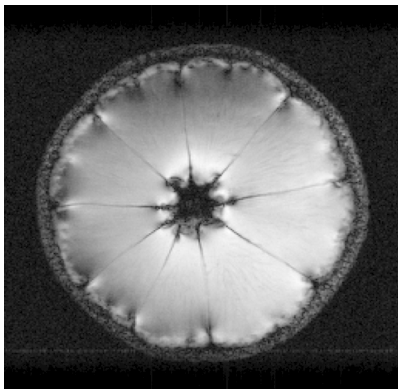
Jakmile dosáhneme homogenity pole s níž jsme spokojeni je možné přejít k nastavení kmitočtového offsetu. Jeho správnou hodnotou dosáhneme toho, že bude měřený signál uprostřed snímaného frekvenčního pásma a nebude nijak zdeformován. Ke zjištění offsetu je nutné použít pulzní sekvenci 1puls, puštěnou do smyčky. S její pomocí získáme hodnotu offsetu, kterou budeme nadále používat ve všech dalších pulzních sekvencích použitých v průběhu nastavování a následného měření. Toto číslo získáme nastavením „*Observe offset*“ na hodnotu 0 Hz

Dalším nezbytným krokem k úspěšnému získání kvalitního MRI obrazu je nastavení výkonu, které má zajistit, aby pulz považovaný za 90° překlápěl magnetizaci skutečně o 90° . K tomuto účelu byla naprogramována pulzní sekvence *rfopt*, která již svým názvem napovídá, že se zde bude jednat o nastavení radiofrekvenčních pulzů. Cílem postupu je dosáhnout co nejvyššího signálu, ale zároveň nepřesáhnout hodnoty, při nichž by začalo docházet k přetečení signálu. Je rozumné volit výkon tak, abychom nechali jistou rezervu a byli si jistí, že se vyhneme nebezpečí přetečení signálu. Zaplatíme za to sice ztrátou části dynamiky přijímače, ale máme jistotu, že bude měření v pořádku.

Máme-li sekvenci puštěnou do smyčky a zobrazený signál v časové doméně, je třeba ještě upravit maximum levého píku a vyrovnat jej s pravým, čehož dosáhneme nastavením útlumu vysílače.

V této fázi je přístroj připraven k naměření jednoduchého obrazu. Chybí nám již jen vybrat a prostorově vymezit řez, který chceme zobrazit. K tomuto účelu slouží pulzní sekvence pilot, která je naprogramována k rychlému vytvoření snímků ve všech třech navzájem kolmých rovinách s rozlišením 64x64 pixelů . Při použití jakékoli nové sekvence je zapotřebí opět ve smyčce zkontrolovat výkon přijímače, aby nedošlo k přetečení signálu. V průběhu této kontroly je nutné mít vypnutá gradientní pole a později je nezapomenout znovu aktivovat. Jsme-li si jistí, že je vše jak má být, můžeme přistoupit k samotnému měření pilotu. Tato část není nijak časově náročná a zabere pouze několik málo minut. Po skončení obdržíme snímky řezů definovaných vždy dvojicí souřadnicových os. Jejich polohu můžeme pro další měření změnit, abychom se dostali do místa, které nás svými vlastnostmi nejvíce zajímá. Koordináty místa pak již jen zaneseme do pulzní sekvence vybrané k finálnímu měření. Pokud jsme již se vším spojením, můžeme po nezbytném nastavení výkonu a offsetu spustit samotné měření. Pro účely SWI jsme využívali pulzní sekvenci gradientního echa s rozlišením 128x128 a 256x256 pixelů. Podrobný popis a důvody, které vedly k použití těchto sekvencí uvádím v kapitole zabývající se gradientním echem.

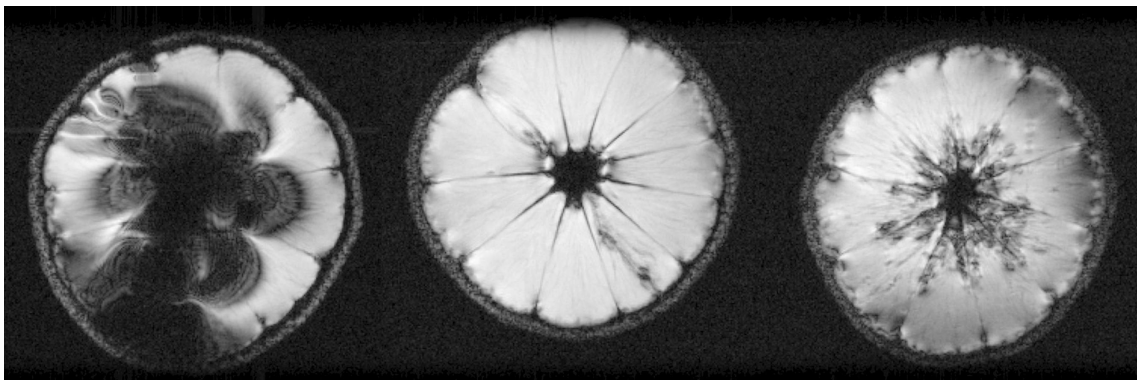
Ukázky a zhodnocení vytvořených SWI obrazů



Obr. 12: MRI obraz neupravené mandarinky.

V další části mé práce jsem se věnoval praktickému ověření postupu popsaného v předešlé kapitole. V následující pasáži popisuji výsledné obrazy, které jsem vytvořil k verifikaci předpokladů a zisku zkušeností s touto zobrazovací metodou.

Nejprve uvádím klasické MRI zobrazení mých zkušebních vzorků vzniklé z absolutní hodnoty komplexních dat. Pro srovnání je také vhodné uvést obraz nijak neupravené mandarinky, aby byla lépe patrná změna, kterou vpravení cizí látky způsobilo. Na tomto vzorku si můžeme povšimnout pouze centrální vzduchové dutiny, která se jeví tmavá, jelikož neposkytuje signál vzhledem k absenci vody v těchto partiích. Dále jsou zde patrné ačkoli nijak zvláště zřetelně jednotlivé dílky. Dužina je však zcela nediverzifikovaná.



Obr. 13: MRI obrazy mandarinek obohacených o magneticky aktivní látky. Do prvních dvou mandarinek zleva bylo vpraveno různé množství nanoželeza a mandarinka vpravo byla obohacena zinkem a chloridem vápenatým.

Na obr.12 si můžeme povšimnout dvou vzorků do nichž bylo vpraveno nanoželezo tvořené jemným železným práškem s velikostí částic přibližně 50 nm rozptýlených ve vodě. V prvním případě jsem použil velké množství této látky. Díky silným feromagnetickým vlastnostem došlo v nejexponovanějších oblastech

Ukázky a zhodnocení vytvořených SWI obrazů

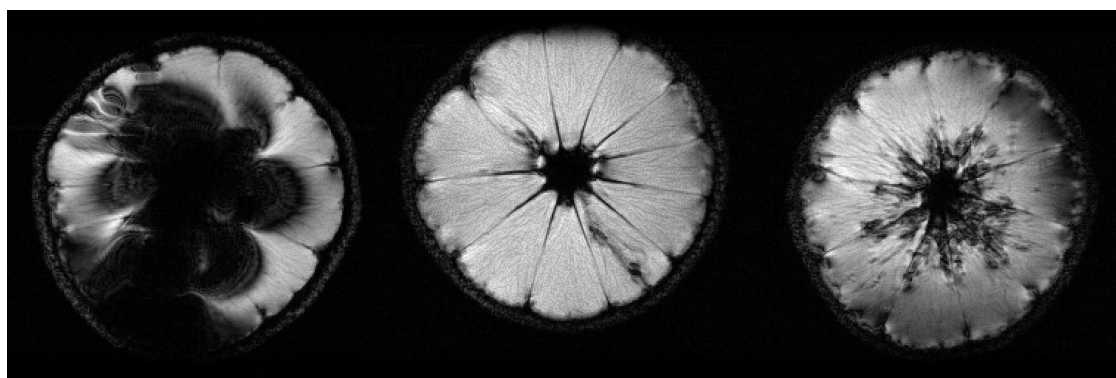
ke kompletnímu vymizení signálu a zničení fázové informace obr.13. Proto jsem experiment opakoval s výrazně menším množstvím. MRI obraz tohoto měření je uveden na prostředním snímku.



Obr. 14: Fázový obraz vzorku s přebytkem nanoželeza

Velmi podstatné je porovnání běžných MRI obrazů uvedených výše na obr. 13 s upravenými SWI obrazy obr. 15. K vytvoření těchto obrazů byla použit multiplikační faktor $m = 4$. Vliv této volby bude diskutován později. Podíváme-li se pozorně na následující obr. 14 ve srovnání s obr.12. Dojdeme k závěru, že je zde možné najít mnohem ostřejší linie oddělující jednotlivé dílky, což je dobře patrné na vzorku s menším množstvím železa. Co se

týče přidávaných látek je možné zřetelně vidět místa po vpichu injekční stříkačky. Přesně dle předpokladů jsou oblasti s kontrastními látkami mnohem lépe lokalizované. Metoda tedy přináší novou přesnější informaci o umístění a velikosti míst do nichž byla vpravena cizorodou látku.

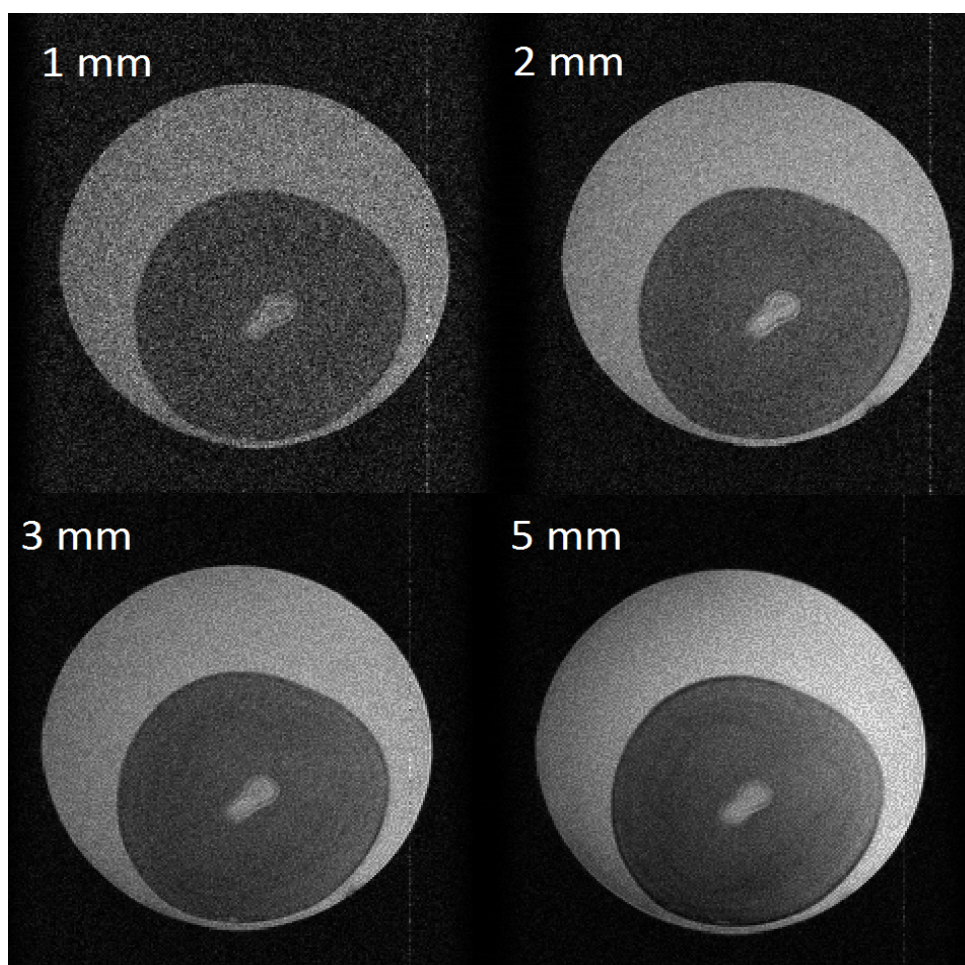


Obr. 15: SWI obrazy modifikovaných mandarinek. Pořadí látek je stené jako na předešlém obrázku.

V seznamu látek uvádím ještě chlorid stříbrný. Nicméně experiment s touto látkou se z důvodu, který se mi nepodařilo zjistit, fatálně nezdařil. Z tohoto důvodu jsem ho do porovnání nezařadil.

Ukázky a zhodnocení vytvořených SWI obrazů

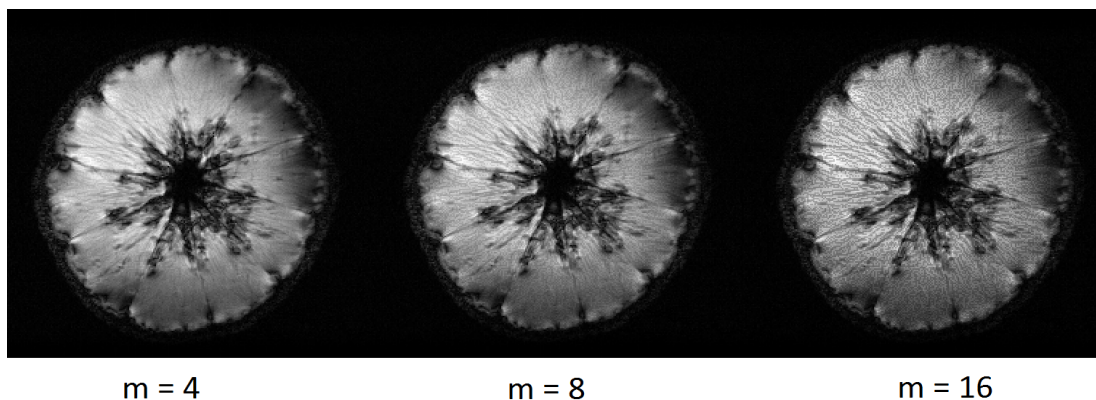
U měření vejce se očekávalo zvýraznění hranice mezi žloutkem a bílkem, případně zárodku plodu. Na tomto vzorku jsem zkoumal vliv tloušťky řezu na výsledný SWI obraz. U MRI platí pravidlo, které říká: z tlustšího řezu plyne silnější signál. Otázkou ovšem bylo zda u susceptibilitně váhovaného obrazu nedojde k poškození fázové informace. Nižší tloušťka řezu se však ukázala jako nedostatečná a v důsledku nízkého signálu zde na kvalitu obrazu začal hrát podstatnou roli šum pocházející ze samotného měření. Zkoušel jsem pro zvýšení signálu použít menší rozlišení, což způsobí roztažení plochy voxelu v rovině řezu a tedy i zvětšení jeho objemu, z čehož plyne silnější signál, který z voxelu dostaneme. SWI obraz s menším rozlišením však byl poznamenán šumem pocházejícím z filtrování obrazu a byl ještě horší, než když použijeme slabší řez s vyšším rozlišením.



Obr. 16: Vliv šířky řezu na SWI obrazy 256x256 pixelů.

Vliv multiplikačního faktoru m

Pro výsledný obraz se ukázala jako velmi zásadní volby multiplikačního faktoru m , který udává sílu susceptibilitního váhování. Následující obrázky ilustrují tento fakt na příkladu citrusového plodu do něhož byl vpraven zinek a CaCl_2 . Prostorové uspořádání experimentu bylo zvoleno tak, že v pravé části plodu je Zinek a v levé chlorid vápenatý.



Obr. 17: Vliv multiplikačního faktoru na SWI obraz mandarinky se zinkem a chloridem vápenatým.

Již při prvním pohledu je okamžitě patrné, že při vzrůstajícím m dochází ke zviditelnění oblastí, které dříve neoplývaly výrazným kontrastem vůči okolí. Jedná se především o hranice struktur vzorku. Nicméně za tento lepší kontrast platíme daň v podobě značného nárůstu šumu. Není možné stanovit nějakou optimální hodnotu tohoto multiplikačního faktoru, ovšem ve většině případů se ukázalo vhodné použít $m = 4$ případně $m = 8$. Toto váhování poskytovalo již dostatečný kontrast při přijatelném šumu.

Porovnáme-li tyto výsledky s běžným MRI na obrázku, rozdíl v kontrastu je zřejmý a velmi výrazný.

Závěr

Předložená bakalářská práce je zaměřena na novou perspektivní susceptibilitně váhovanou magneticko-rezonanční zobrazovací metodu, která je schopna zvýraznit oblasti s odlišnou susceptibilitou. Své využití začíná nacházet především v diagnostice neurodegenerativních onemocnění, případně traumat mozku a jiných závažných onemocnění. Tudíž se jedná metodu s velkým potenciálem vzhledem k praktickému využití.

Hlavním úkolem této práce bylo implementovat metodu SWI na 4,7T/200mm systém umístěný na Ústavu přístrojové techniky Akademie věd České republiky, získat zkušenosti s praktickým měřením vzorků a následným zpracováním získaných obrazů. K tomuto účelu byl vytvořen prototyp softwaru ve výpočetním prostředí MATLAB, který je schopen z běžně získaných MRI obrazů zkonstruovat susceptibilitně váhovaný snímek. Postup vzniku SWI obrazu je popsán v úvodních pasážích této práce.

V počátečních fázích práce bylo cílem nastudovat problematiku magneticko - rezonančního zobrazování na dostatečné úrovni k tomu, aby bylo možné zvážit faktory ovlivňující výslednou podobu SWI snímků v závislosti na zvolených parametrech a nastavení MR systému. Následně byl vytvořen výše zmiňovaný software, který je schopen provést susceptibilitní váhování běžného MRI snímku.

Jelikož nebylo možné testovat tuto metodu na živých zvířatech, bylo navrženo a následně zkonstruováno několik pokusných vzorků, jejichž vlastnosti byly voleny s přihlédnutím k žádoucímu ověření funkčnosti SWI. Jako první fantom bylo použito klasické slepičí vejce, kde bylo zajímavé sledovat rozhraní mezi žloutkem a bílkem. Vzhledem k tomu, že tento vzorek se neukázal ke zvýraznění susceptibilitních rozdílů příliš vhodný a efekt zde nebyl výrazný, bylo následně použito citrusových plodů, do jejichž dužiny bylo přidáno nanoželezo, CaCl_2 , AgCl a práškový zinek. Struktury, které tyto látky po aplikaci do mandarinky utvořily spolu s přirozenou stavbou plodu, posloužily jako dostačující prostředek k ověření některých základních vlastností SWI.

V závěrečných kapitolách práce byly diskutovány vlivy nastavení základních

parametrů při zpracovávání běžně pořízeného MRI obrazu na susceptibilitně váhovaný výsledný obraz. Byl podrobně rozebrán vliv multiplikačního váhovacího faktoru, jehož vhodná volba se ukázala jako zásadní při minimalizaci šumu. Obdobná situace byla při zvážení použitelného rozlišení a šířky řezu, tak aby došlo k optimalizaci poměru signál šum.

Seznam použité literatury

- [1] MUDr. Vilém Jurán, MUDr. Martin Smrčka, Ph.D., Doc. MUDr. Vladimír Smrčka, Csc., "Poranění mozku", Neurochirurgická klinika FNB – Bohunice, Lékařská fakulta MU. Dostupné z WWW:
<http://www.med.muni.cz/Traumatologie/Neurochirurgie/Medici_traum.htm>
- [2] Doc. MUDr. Jeffrey R Wasserman, "Diffuse Axonal Injury Imaging" Dostupné z WWW: <<http://emedicine.medscape.com/article/339912-overview>>
- [3] S. Mittal, Z. Wu, J. Neelavalli, E. M. Haacke, "Susceptibility-Weighted Imaging: Technical Aspects and Clinical Applications, Part 2", Physics Review (říjen 2009)
- [4] E. Mark Haacke et al., „Susceptibility Weighted Imaging (SWI)“. Magnetic Resonance in Medicine 52:612–618 (2004)
- [5] A. Fatemi-Ardekani, C. Boylan, M. D. Noseworthy. "Identification of breast calcification using magnetic resonance imaging". Medical Physics, Vol. 36, No. 12 (prosinec 2009)
- [6] K. A. Tong et al., "Susceptibility-Weighted MR Imaging: A Review of Clinical Applications in Children", AJNR Am J Neuroradiol, 29:9–17, (leden 2008)
- [7] Kathryn E. Hammond-Rosenbluth, Ph.D. "Susceptibility-Weighted Imaging (SWI) and Phase Imaging", Syllabus for the ISMRM 2010 Weekend Course "Advanced Neuroimaging"
- [8] Toshi Matsushita et al., "Basic Study of Susceptibility-Weighted Imaging at 1.5T", Acta Medica, Vol. 62, No. 3, pp. 159-168 (2008)
- [9] M Bernstein et al., "Handbook of MRI Pulse Sequences", ISBN 978-0-12-092861, Elsevier (2004).
- [10] M Levitt, "Spin Dynamics: Basics of Nuclear Magnetic Resonance". ISBN 978-0-470-51117-6, John Wiley & Sons (2008)
- [11] Jürgen R. Reichenbach, "Physics and Mathematics Challenges in Susceptibility Weighted Imaging", Weekend Educational Course: MR Physics for Physicists (18 April 2009)

Seznam použité literatury

- [12] E. M. Haacke, J. Garbern, Miao Y, Habib C, Liu M, “Iron stores and cerebral veins in MS studied by susceptibility weighted imaging”, *Int. Angiol.* 29(2), 149–157 (2010).
- [13] Shang-Chieh Li et al., ”Susceptibility-weighted Imaging in Diagnosing Brain Capillary Telangiectasia: a case report” *Chin J Radiol* 2010, 35: 125-129
- [14] E. Mark Haacke, “Susceptibility Weighted Imaging (SWI)”, 5th edition (2006)
- [15] Prof. RNDr. Vladimír Sklenář, DrSc., “Nepravděpodobné dědictví Josepha Fouriera aneb struktura a dynamika biomakromolekul očima nukleární magnetické rezonance”, *Zpravodaj Československé biologické společnosti*, No. 2 (2005)
- [16] Christian Denk, BSc, Alexander Rauscher, PhD, “Susceptibility Weighted Imaging With Multiple Echoes”, *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 31:185-191 (2010)
- [17] Nadir Khan, Zafar Sajjad, Nadeem Ahmad, “Susceptibility-weighted Imaging in Magnetic Resonance Imaging”, *Frontiers of Technology: Pakistan Journal of Neurological Sciences*, Vol. 3 (leden-březen 2008)
- [18] J. Kybic et al., “Magnetická rezonance”, kapitoly 1-3, [online] 2008. Dostupné z WWW: <<http://cmp.felk.cvut.cz/cmp/courses/ZSL2/slidy/mri2.pdf>> (květen 2006)
- [19] Zobrazování pomocí MR (MRI). Výzkumná skupina při LF MU v Brně. Dostupné z WWW: <http://fmri.mchmi.com/main_index.php?strana=14>.
- [20] Brochure of Neurovascular Imaging Center of excellence (NICE) „A Focus on Multiple Sclerosis (MS)“, The MRI Institute Detroit
- [21] Jiří Brus, Jaroslav Kříž, „Minulost a současnost NMR spektrometrie- jak pohlédnout do nitra molekul i člověka“, Macro Prague, Joint Laboratory of Solid-State NMR IMC AS CR and JHIPC AS CR (2005)
- [22] Rüdiger Gens, „Phase unwrapping“, InSAR and its applications, University of Alaska Fairbanks (2006)
- [23] Jaromír Bačovský, „Simulace spinových systémů pro NMR“, zpracováno v rámci SOČ (2006)

Seznam použité literatury

- [24] Rocca, „Phase unwrapping“, Lecture: Interferometry: Phase unwrapping (2007)
- [25] Doc. MUDr. Zdeněk Seidl, CSc., MUDr. Manuela Vaněčková, Ph.D., „Neurologické vyšetřovací metody v diagnostice a jejich přínos pro další klinické vedení nemocných s neurokutánním onemocněním“, Neurologie pro praxi, Vol. 2 (2004)