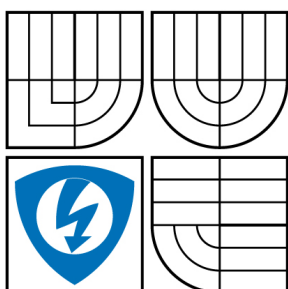


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV TELEKOMUNIKACÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF TELECOMMUNICATIONS

MĚŘENÍ DIFÚZÍ V PORÉZNÍCH MATERIÁLECH

DIFFUSION MEASUREMENT IN POROUS MATERIAL

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

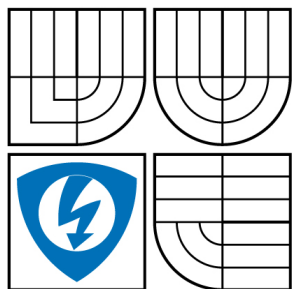
AUTOR PRÁCE
AUTHOR

VÁCLAV MUSÍLEK

VEDOUcí PRÁCE
SUPERVISOR

prof. Ing. KAREL BARTUŠEK, DrSc.

BRNO 2008



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav telekomunikací

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor

Teleinformatika

Student: Musílek Václav

ID: 77839

Ročník: 3

Akademický rok: 2007/2008

NÁZEV TÉMATU:

Měření difúzí v porézních materiálech

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Cílem práce je měření difúzních koeficientů na vybraných vzorcích. Prostudujte metody měření difúzních koeficientů, experimentálně ověřte standardní metodu a proveďte měření na vybraných vzorcích metodou dvou a čtyř měření.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] Stejskal E.O., Tanner J.E.: Spin diffusion measurements: Spin echoes in the presence of a time-dependent field gradient. J. Chem. Phys. 1965, No. 42, p. 288.
- [2] Tanner J.E.: Use of the Stimulated Echo in NMR Diffusion Studies. J. Chem. Phys. 52, 2523 (1970), pp. 2523-2526.
- [3] Bartušek K.: Speciální metody měření difúzních koeficientů metodami NMR

Termín zadání: 11.2.2008

Termín odevzdání: 4.6.2008

Vedoucí práce: prof. Ing. Karel Bartušek, DrSc.

prof. Ing. Kamil Vrba, CSc.
předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

LICENČNÍ SMLOUVA

POSKYTOVANÁ K VÝKONU PRÁVA UŽÍT ŠKOLNÍ DÍLO

uzavřená mezi smluvními stranami:

1. Pan/paní

Jméno a příjmení: Václav Musílek
Bytem: 5.května 373, 28571, Vrdy
Narozen/a (datum a místo): 5.7.1985, Čáslav

(dále jen "autor")

a

2. Vysoké učení technické v Brně

Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií
se sídlem Údolní 244/53, 60200 Brno 2
jejímž jménem jedná na základě písemného pověření děkanem fakulty:
prof. Ing. Kamil Vrba, CSc.

(dále jen "nabyvatel")

Článek 1

Specifikace školního díla

1. Předmětem této smlouvy je vysokoškolská kvalifikační práce (VŠKP):

- ☐ disertační práce
- ☐ diplomová práce
- ☒ bakalářská práce

jiná práce, jejíž druh je specifikován jako

(dále jen VŠKP nebo dílo)

Název VŠKP: Měření difúzí v porézních materiálech

Vedoucí/školicel VŠKP: prof. Ing. Karel Bartušek, DrSc.

Ústav: Ústav telekomunikací

Datum obhajoby VŠKP:

VŠKP odevzdal autor nabyvateli v:

- ☒ tištěné formě - počet exemplářů 1
- ☒ elektronické formě - počet exemplářů 1

2. Autor prohlašuje, že vytvořil samostatnou vlastní tvůrčí činností dílo shora popsané a specifikované. Autor dále prohlašuje, že při zpracovávání díla se sám nedostal do rozporu s autorským zákonem a předpisy souvisejícími a že je dílo dílem původním.

3. Dílo je chráněno jako dílo dle autorského zákona v platném znění.

4. Autor potvrzuje, že listinná a elektronická verze díla je identická.

Článek 2

Udělení licenčního oprávnění

1. Autor touto smlouvou poskytuje nabyvateli oprávnění (licenci) k výkonu práva uvedené dílo nevýdělečně užít, archivovat a zpřístupnit ke studijním, výukovým a výzkumným účelům včetně pořizování výpisů, opisů a rozmnoženin.
2. Licence je poskytována celosvětově, pro celou dobu trvání autorských a majetkových práv k dílu.
3. Autor souhlasí se zveřejněním díla v databázi přístupné v mezinárodní síti
 - ☒ ihned po uzavření této smlouvy
 - ☐ 1 rok po uzavření této smlouvy
 - ☐ 3 roky po uzavření této smlouvy
 - ☐ 5 let po uzavření této smlouvy
 - ☐ 10 let po uzavření této smlouvy(z důvodu utajení v něm obsažených informací)
4. Nevýdělečné zveřejňování díla nabyvatelem v souladu s ustanovením § 47b zákona č. 111/1998 Sb., v platném znění, nevyžaduje licenci a nabyvatel je k němu povinen a oprávněn ze zákona.

Článek 3

Závěrečná ustanovení

1. Smlouva je sepsána ve třech vyhotoveních s platností originálu, přičemž po jednom vyhotovení obdrží autor a nabyvatel, další vyhotovení je vloženo do VŠKP.
2. Vztahy mezi smluvními stranami vzniklé a neupravené touto smlouvou se řídí autorským zákonem, občanským zákoníkem, vysokoškolským zákonem, zákonem o archivnictví, v platném znění a popř. dalšími právními předpisy.
3. Licenční smlouva byla uzavřena na základě svobodné a pravé vůle smluvních stran, s plným porozuměním jejímu textu i důsledkům, nikoliv v tísní a za nápadně nevýhodných podmínek.
4. Licenční smlouva nabývá platnosti a účinnosti dnem jejího podpisu oběma smluvními stranami.

V Brně dne:

.....

Nabyvatel

.....

Autor

Anotace

Bakalářská práce ověřuje metody měření difúzních koeficientů v porézních materiálech. Pomocí sekvence spinového echa bylo změřeno na tomografickém systému celkem sedm různých materiálů s různou velikostí pórů. Difúze jednotlivých vzorků byly vyhodnoceny z difúzních MR obrazů v programovém prostředí Marevisi.

Klíčová slova: Magnetická rezonance, difúze, porézní materiály.

Anotation

Bachelor's thesis is oriented on verification coefficient measurements methods in porous materials. By virtue of spin echo was measured seven various porous materials on tomographical system. Diffusion in porous materials were evaluated from diffusion's MR image in the program environment Marevisi.

Key words: Magnetic resonance, diffusion, porous materials.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Měření difúzí v porézních materiálech jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

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 jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.“

V Brně dne 2.6.2008

.....

(podpis autora)

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucímu bakalářské práce prof. Ing. Karlu Bartuškovi, DrSc. za vedení, pomoc, užitečné rady a připomínky k teoretické i praktické části bakalářské práce. Dále děkuji pracovníkům Ústavu přístrojové techniky AV ČR v Brně, za poskytnutí prostoru k realizaci mé práce.

V Brně dne 2.6.2008

.....

(podpis autora)

Seznam použitých symbolů a zkratek

b	b -faktor
B_0	statické magnetické pole
B_1	vysokofrekvenční magnetické pole
D	difúze
D_0	frekvenční faktor
g	jaderný g faktor
h	Planckova konstanta
I	kvantové číslo jaderného spinu
k	Boltzmanova konstanta
m	kvantové číslo
M_0	makroskopická magnetizace, magnetizace všech protonů
M_{xy}	magnetizace v transverzální rovině
M_z	magnetizace ve směru osy z
p	moment hybnosti
Q_D	aktivační energie difúze
S	spin jádra
T	absolutní teplota
t	doba měření
T_1	mřížková relaxace
T_2	spinová relaxace
T_E	doba spinového echa
T_I	inverzní doba
γ	gyromagnetický poměr
ΔE	vzdálenost sousedních rozštěpených hladin
μ	magnetický moment
μ_N	reprezentuje jaderný magneton
Δ	časový interval mezi počátky gradientních impulsů
δ	délka gradientního impulsu
τ	doba aplikace dalšího RF impulsu
ω_0	Larmorova frekvence

CT	Počítačová tomografie
FID	signál volné precese
GRE	metoda buzení Gradient Recolled Echo
IR	metoda buzení Inversion Recover Pulssequens
MR	magnetická rezonance
RF	Radiofrekvenční impulz
SE	metoda buzení Spin Echo
STE	metoda buzení Saturation Recover Pulssequens

OBSAH

1 Úvod.....	12
2 Magnetická rezonance.....	13
2.1. Magnetická rezonance v porézních materiálech.....	14
2.2 Fyzikální základy jevu magnetické rezonance.....	16
2.2.1 Kvantový model.....	16
2.2.2 Osamocený proton bez přítomnosti stacionárního magnetického pole.....	17
2.2.3 Osamocený proton ve stacionárním magnetickém poli B_0	18
2.2.4 Skupina protonů v magnetickém poli B_0	20
2.2.5 Makroskopický fyzikální model – Blochova interpretace.....	20
2.2.6 Osamocený proton v magnetickém poli B_0	20
2.2.7 Skupina protonů v magnetickém poli B_0	20
2.2.8 Přenos energie mezi skupinou jader v poli B_0 a vnějším RF polem B_1	21
2.3 Relaxační mechanizmy MR.....	22
2.3.1 Spin- mřížková interakce.....	22
2.3.2 Spin-spinová interakce.....	23
2.4 Základní měřicí techniky - pulzní sekvence.....	24
2.4.1 Metoda spinového echa (SE) a její modifikace.....	24
3 Difúze.....	26
3.1 Mechanismus a druh difúze.....	26
3.2 Faktory ovlivňující difúzi.....	29
3.3 Matematické vyjádření difúze.....	30
3.4 Metody měření difúze.....	31
3.4.1 Metody spinového echa s gradienty magnetického pole – PFGSE.....	31
3.4.2 6-intervalová PFGSE pulzní sekvence pro isotropní materiály.....	32
3.4.3 6-intervalová PFG SE pulzní sekvence pro heterogenní materiál.....	33
4 Praktická část.....	36
4.1 Měření difúze vybraných materiálů.....	37
4.1.1 Měření difúze ve vzorku s malými póry.....	39
4.1.2 Měření difúze ve vzorku s velkými póry.....	40
4.1.3 Měření difúze ve vzorku gelu NovaGold.....	42
4.1.4 Měření difúze ve vzorku malý váleček.....	43
4.1.5 Měření difúze ve vzorku bílý filtr.....	45

4.1.6 Měření difúze ve vzorku polyuretanu.....	47
4.1.7 Měření difúze ve vzorku granátové jablko.....	48
5 Zhodnocení měření a výsledků práce.....	50
6 Seznam použité literatury.....	52
7 Seznam obrázků.....	53
8 Seznam tabulek.....	54

1 Úvod

V bakalářské práci jsem se zaměřil na problematiku měření difúzí v porézních materiálech.

V teoretické části nejprve vysvětluji fyzikální podstatu magnetické rezonance, kvantový a makroskopický model. Dále popisuji relaxační mechanismy magnetické rezonance a základní měřicí techniky pulzní sekvence. Důležitým tématem pro moji praktickou činnost je pochopení podstaty difúze, její mechanismy a druhy, matematický popis difúze, faktory ovlivňující difúzi a metody měření difúze.

V experimentální části jsem pomocí sekvence spinového echa změřil celkem sedm různých materiálů. Materiály jsem vybíral podle velikosti pórů. Měření jsem realizoval na ÚPT AV ČR v Brně a pomocí programového prostředí Marevisi jsem vyhodnotil difúzi v jednotlivých materiálech.

Magnetická rezonance se rozšiřuje zejména v oblastech zdravotnictví, průmyslu, ale i ve vědě a výzkumu. Pomocí tomografického systému jsem si vyzkoušel měření difúzí v porézních materiálech. Za hlavní přínos považuji umožnění práce s nejmodernější technikou na ÚPT.

2 Magnetická rezonance

Magnetická rezonance (MR) je jednou z moderních vyšetřovacích metod, která dokáže lékaři poskytnout důležité informace o všech orgánech v těle.

Pacient je vložen do velmi silného homogenního magnetického pole, do jeho těla je vyslán krátký radiofrekvenční impuls (RF). Po jeho skončení se snímá slabý signál vytvářený pacientovým tělem, který je následně použit na konstrukci samotného obrazu.

Fyzikální podstatou MR je pohyb náboje (proton vodíku v jádru atomu). Kolem každého pohybujícího se náboje je vytvářeno magnetické pole. Současně s pohybem protonu se pohybuje i jeho magnetické pole, tento pohyb je chaotický. K takto situovanému protonu je vyslán RF impuls (elektromagnetické záření o velmi dlouhých vlnových délkách), který musí být o stejné frekvenci jako precesní pohyb protonu. RF impuls se srazí s protonem a předá mu svou energii, tím dojde k jeho vychýlení. Proton se snaží vrátit do svého původního energetického stavu, a to tak, že se zbaví nadbytečné energie vysláním fotonu, který je registrován speciální přijímací anténou, foton již pak nese informace o funkci a struktuře tkáně. Přístroj zaznamenává signály z iontů v magnetickém poli a zpracovává údaje pomocí složité výpočetní techniky.

Výhody magnetické rezonance:

Magnetická rezonance umožňuje oproti jiným zobrazovacím metodám přesnější zobrazení většiny orgánů, což je to způsobeno rozdílnou intenzitou signálu u různých měkkých tkání. Jednou z největších předností MR je absence škodlivého ionizujícího záření a možnost zobrazení orgánů v reálném čase. MR přinesla velký pokrok v zobrazování nervů a částí mozku, jednoznačně je tato metoda přesnější než CT či rentgen. Dalších a podstatně lepších zobrazení lze dosáhnout podáním kontrastní látky pacientovi, která způsobí odhalení možného zánětu či nádoru.

Nevýhody magnetické rezonance:

Nevýhodou MR jsou vysoké pořizovací a provozní náklady, vyšší časové nároky na vyšetření oproti např. CT. U pacientů s přítomností kovového předmětu v těle, může dojít k jeho zahřátí a tedy k problémům při vyšetření. Vyšetření prakticky není možné u pacientů, kteří mají kardiostimulátory, nebo jiné elektrické přístroje na kterých závisí jejich život. Další nepříznivý jev je vysoká hluchost při přepínání gradientních cívek. Řešení spočívá v tom, že si pacient nasadí sluchátka s hrající hudbou.

2.1 Magnetická rezonance v porézních materiálech

Magnetická rezonance je jednou z nejzajímavějších technik pro studium struktury biomolekul. Zobrazení na principu nukleární magnetické rezonance se používá v několika oblastech: ve spektroskopii MR, spektroskopickém zobrazování a funkčním zobrazování. Tato technika se používá převážně v medicíně a v různých oblastech biologie.

Další velmi zajímavou oblastí je vyšetřování porézních materiálů pomocí MR. V různých vědeckých a technických oblastech je velký teoretický i experimentální zájem o studium porézních materiálů. Nejzajímavějšími vlastnostmi těchto materiálů jsou poréznost, distribuce rozměrů pórů, permeabilita. MR umožňuje přímým nedestruktivním způsobem vyšetřovat transport hmoty v porézních materiálech (kapaliny, plyny), strukturu základního materiálu a také rozložení kontrastní látky v pórech. Mnohé difúzometrické aplikace jsou využívány v geofyzice, hydrologii, stavebnictví, chemickém inženýrství, biomedicíně atd.

Je zřejmé, že MR studie difúze a toku plynů, které mají větší difúzní koeficienty ve srovnání s kapalinami, mohou v některých případech přinést nové informace o mikrostruktuře a dalších vlastnostech porézních materiálů. V biologických porézních materiálech je snímán MR signál protonů vody průměrován v čase, a je součtem signálů jader v prostoru. MR experimenty nejprve excitují jádra ve vymezeném makroskopickém prostoru. Během snímání jádra mění svou polohu vlivem difúzních pohybů. Pohyb jader a nehomogenita magnetického pole způsobují zkrácení relačních časů snímaných makroskopicky. Relační časy charakterizují mikrostruktuře vyšetřované hmoty. Při použití plynů pro zaplnění pórů vyšetřovaného materiálu jsou změny relačních časů větší ve srovnání s kapalinami. Změna relaxačních vlastností plynů i kapalin nacházejících se uvnitř pórů vyšetřovaných materiálů, přináší zajímavé informace o mikrostruktuře pórovitých materiálů.

V současné době je zájem o MR zobrazování s difúzním kontrastem obrazu. V těchto případech jsou aplikovány pulzní sekvence s gradienty magnetického pole. Sekvence mají přípravnou etapu, ve které se do fáze MR signálu vhodně zakóduje poloha jader v prostoru. Toto kódování dostaneme aplikací difúzního gradientu. Druhou fází experimentu je časový interval, během kterého jádra mění svou polohu v prostoru. Po uplynutí této doby nastává další etapa, etapa dekodování polohy. Ta se děje pomocí difúzních gradientů, které zajistí sfázování jader v daném okamžiku. Pro jádra, která

změnila polohu, nenastávají podmínky sfázování MR signálu a signál echa má nižší velikost. Během všech tří etap jsou aplikovány další kódovací a dekodovací způsoby pro snímání MR obrazu. Pro tyto studie musí být MR systém vybaven gradienty magnetického pole s rychlým přepínáním velikosti a definovaným časovým průběhem. Návrh sekvencí pro difúzní měření silně závisí na charakteristikách měřicího média, především na jeho relaxačních časech T_1 a T_2 a na interakcích mezi měřeným materiálem a měřicím médiem. Problémem je také nehomogenita magnetické susceptibility materiálu způsobující lokální nehomogenitu magnetického pole, snižování spin-spinového relaxačního času, což způsobuje velké chyby v měření difúzních koeficientů.

První technika pro měření difúze v homogenních materiálech využívá dostatečně dlouhé relaxační časy T_1 a T_2 . V heterogenních porézních materiálech jsou relaxační časy krátké, proto musíme použít jinou techniku měření difúze. Tou je metoda stimulovaného echa, u kterého je možné prodloužit difúzní čas i u materiálu s krátkým relaxačním časem T_2 . Současně tyto metody eliminují vliv křížových členů souvisejících s prostorově závislým gradientem základního pole MR systému.

Měření difúzních koeficientů je úzce spjato s dobrou znalostí velikosti relaxačních časů v porézních materiálech i v kontrastní látce. Většina známých metod pro kvantitativní měření T_1 je limitována velkým poměrem relaxačních konstant T_1/T_2 . V tomto případě je možné zanedbat chybu způsobenou nepřesnou hodnotou sklápěcího úhlu. Dalším omezujícími faktory při měření relaxačních časů je nízký poměr signál-šum, omezená rychlost vzorkování, nehomogenita základního pole a RF magnetického pole, magnetická susceptibilita porézních materiálů a jejich heterogenní uspořádání. Pro zvýšení přesnosti měření relaxačních časů je nutné optimalizovat všechny výše zmíněné parametry.

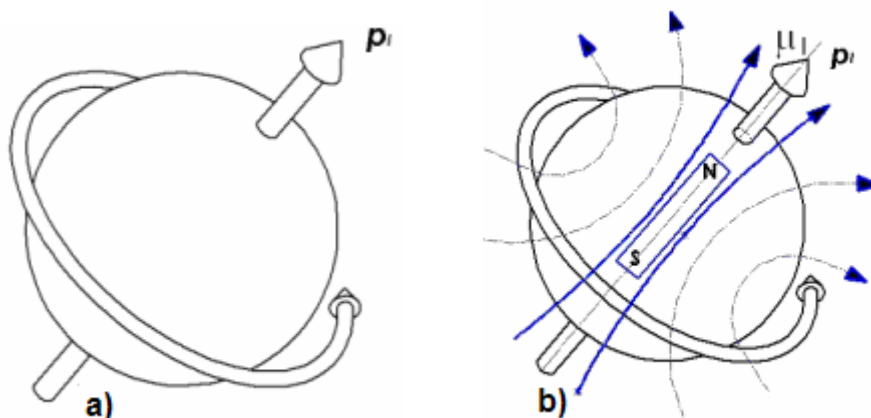
2.2 Fyzikální základy magnetické rezonance

Fyzikální základy MR vysvětlím na příkladu vlivu statického magnetického pole B_0 na orientaci protonů vykazujících spin. K tomuto vysvětlení použiji dva modely. Kvantově mechanický model a makroskopický fyzikální model.

2.2.1 Kvantový model

Atomová jádra se skládají z protonů a neutronů. Protony mají pozitivní náboj a neutrony mají neutrální elektrický náboj. Neutrony mají stejnou hmotnost jako protony. Kvantový model si vysvětlím na nejjednodušším atomu, atomu vodíku ^1H .

Magnetická rezonance vychází z interakce jader atomů vykazujících magnetický moment s vnějším magnetickým polem. Jádra atomů s jaderným spinem se chovají jako magnetické dipóly. Dipóly mohou být orientovány proti vnějšímu magnetickému poli nebo po směru vnějšího magnetického pole. Oba tyto děje doprovází absorpce nebo vyzařování energie v RF pásmu. Frekvence energie emitované excitovanými jádry je přímo úměrná intenzitě vnějšího magnetického pole. Rezonanční frekvence je závislá na typu rezonujícího jádra. Podle toho můžeme detekovat nezávisle různá atomová jádra. Rezonanční frekvence je také modulována stínícími efekty elektronů, které obíhají kolem jader. Nositelem elektrického náboje je proton, který kolem sebe vytváří magnetické pole, které moduluje vnější magnetické pole obr. 2.1a,b.



Obr. 2.1: a) Vznik magnetického momentu protonu b) Vznik magnetického momentu protonu při jeho spinu

Vyjádření mechanického momentu p_I a magnetického momentu μ_I můžeme vyjádřit vztahem [1]:

$$p_I = \sqrt{I(I+1)}\hbar, \quad \mu_I = \gamma\hbar I, \quad (1)$$

kde:

I je kvantové číslo jaderného spinu,

γ je gyromagnetický poměr,

$\hbar$ je Planckova konstanta.

2.2.2 Proton bez přítomnosti stacionárního magnetického pole

Proton, jako elementární částice atomového jádra, má vlastní mechanický moment hybnosti p (spin) a elementární elektrický náboj $+e$. Rotací elementárního náboje je generován magnetický moment μ ve směru osy rotace.

$$\mu = \gamma p, \quad (2)$$

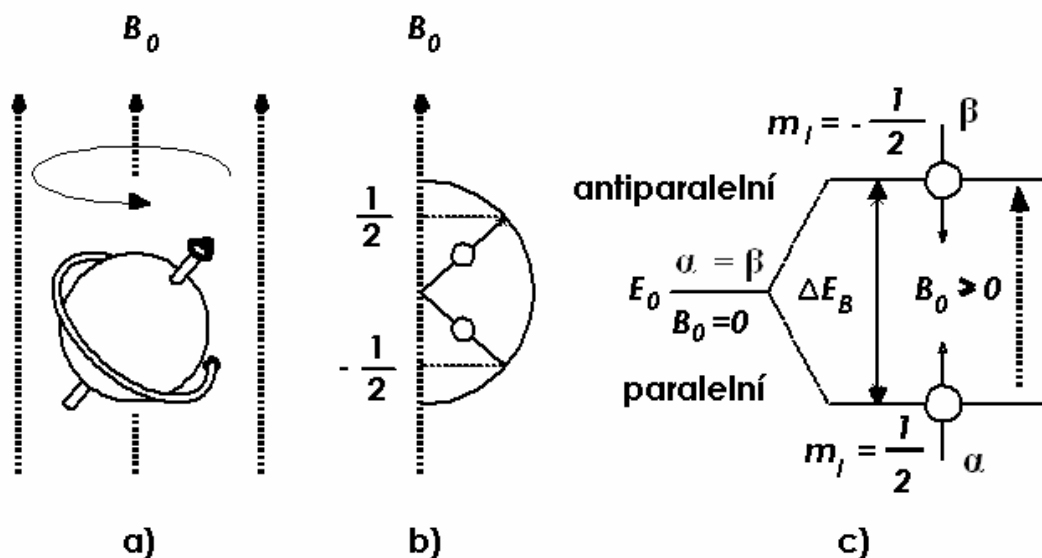
kde:

μ je magnetický moment ve směru rotace,

p je moment hybnosti,

γ je gyromagnetický poměr.

Gyromagnetický poměr γ je charakteristická konstanta částice. Jeho fyzikální rozměr je $[\text{MHzT}^{-1}]$.



Obr. 2.2: a) Precesní pohyb osamoceného protonu v magnetickém poli B_0 , b) Vektorové znázornění prostorového kvantování protonu v poli B_0 , c) Energetické hladiny protonu vodíku bez magnetického pole B_0 a v jeho přítomnosti

2.2.3 Osamocený proton ve stacionárním magnetickém poli B_0

Je-li umístěn proton vykazující mechanický a magnetický moment do vnějšího stacionárního magnetického pole B_0 , pak jeho působením na magnetický moment jádra vzniká síla, která se ho snaží natočit ve směru pole. Proti ní působí mechanická síla způsobená rotační setrvačností. Výsledný pohyb má charakter prescese obr. 2.2, jejíž **Larmorova frekvence** je lineárně závislá na B_0 [1].

$$\omega_0 = \gamma B_0 \quad f_0 = \frac{\gamma}{2\pi} B_0. \quad (3)$$

kde:

$\gamma = \frac{\mu_B}{p_B}$ jsou složky magnetického a mechanického momentu do směru vnějšího magnetického pole B_0 .

Z pohledu kvantové teorie jsou oba momenty kvantovány [1]:

$$p_B = m\hbar, \mu_B = m g \mu_N, \quad (4)$$

kde:

m je kvantové číslo rezonující částice,

$\hbar = h/2\pi$ je jednotkový mechanický moment,

h je Planckova konstanta,

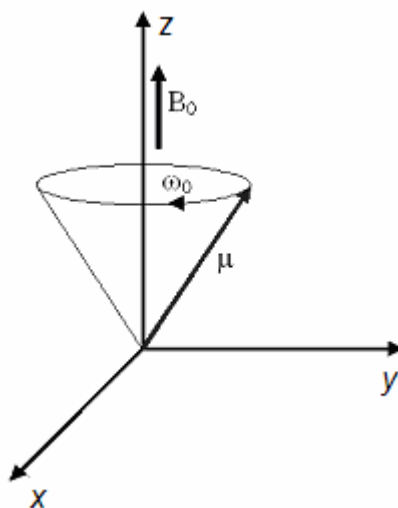
g je jaderný g faktor,

μ_N reprezentuje jaderný magneton.

Kvantové číslo m může pro protony nabývat hodnoty: $m = -I, (-I + 1) \dots (I - 1)$,

kde: I je kvantové číslo jaderného spinu.

Kvantové číslo jaderného spinu protonu je $I = 1/2$, $m = \pm 1/2$ obr. 2.2a,b. Hodnota m udává dvě možné orientace osy rotace protonového jádra vzhledem k vnějšímu magnetickému poli B_0 . Spolu s kvantováním mechanického momentu je kvantován i moment magnetický. Rozštěpení energetických hladin v důsledku působení vnějšího magnetického pole B_0 charakterizuje jaderný paramagnetismus. Vzdálenost sousedních rozštěpených hladin ΔE .



Obr. 2.3: Precesní pohyb protonu ve stacionárním magnetickém poli

2.2.4 Skupina protonů v magnetickém poli B_0

Soubor protonů v termodynamické rovnováze za přítomnosti B_0 je distribuován na jednotlivé energetické hladiny [1]:

$$\frac{N_{m-1}}{N_m} = e^{\frac{\Delta E}{kT}}. \quad (5)$$

kde:

k je Boltzmanova konstanta ($k=1,38 \cdot 10^{-23} \text{ W.s.K}^{-1}$),

$N_{m-1} = N_{\text{par}}$ reprezentuje paralelní směr orientace elementárních dipólů,

$N_m = N_{\text{anti}}$ je antiparalelní směr a,

T je absolutní teplota.

Boltzmanovo obsazení obou energetických hladin určuje, že na vyšší energii bude počet jader nižší, nežli na nižší energii kde počet jader bude vyšší. Navenek se tato skutečnost projevuje existencí vektoru magnetizace $M = M_z$.

2.2.5 Makroskopický fyzikální model – Blochova interpretace

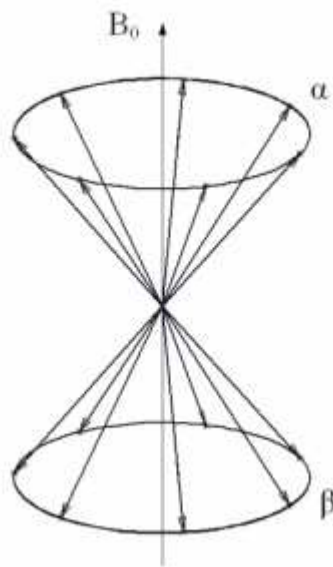
Blochova makroskopická interpretace využívá k modelování MR vektorovou reprezentaci. Dovoluje vysvětlit vznik magnetizace M_z i jeho libovolné orientace a vytvoření MR signálu v přijímací cívce. Představuje velmi názornou ukázkou o relaxačních mechanizmech soustavy.

2.2.6 Osamocený proton v magnetickém poli B_0

Proton s magnetickým momentem je umístěn v homogenním stacionárním magnetickém poli B_0 , vykonává precesní pohyb kolem osy pole s určitou úhlovou rychlostí, která je úměrná magnetickému poli B_0 .

2.2.7 Skupina protonů v magnetickém poli B_0

Soubor precesujících protonů v poli B_0 na obou energetických úrovních α a β lze vyjádřit souborem precesujících elementárních vektorů rovnoměrně rozmístěných na povrchu dvou souosých kuželů dotýkajících se svými vrcholy obr. 2.4.

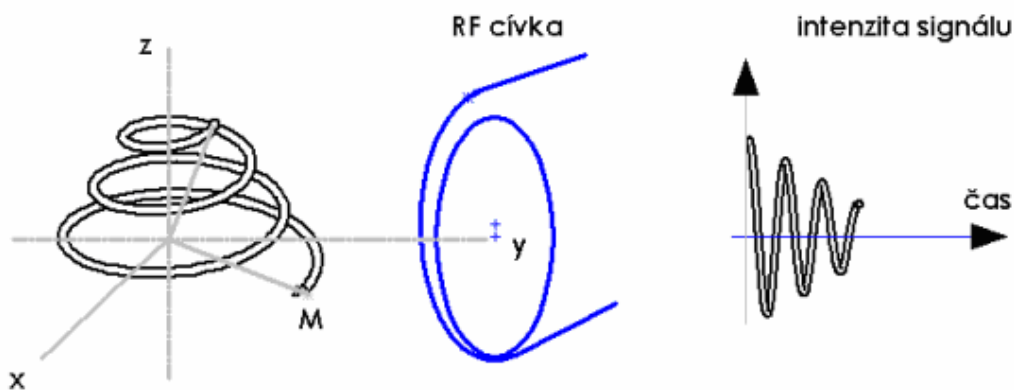


Obr. 2.4: Soubor precesujících protonů

2.2.8 Přenos energie mezi skupinou jader v poli B_0 a vnějším RF polem B_1

Při existenci skupiny protonů umístěných v poli B_0 , na kterou působí RF signál, s nimiž je vázán vznik vektoru B_1 v rovině (x, y) . B_1 se pohybuje s kruhovou frekvencí ω_0 ve směru precese protonů. V důsledku jeho působení dojde k shlukování elementárních magnetických dipólů, jehož následkem dochází k postupnému vyklonění vektoru magnetizace M z původního směru osy z .

Při dostatečně dlouhém působení RF signálu, vytváří koncový bod vektoru magnetizace na sférickém povrchu spirálu obr. 2.5.



Obr. 2.5: Vznik FID (free induction decay) signálu

2.3 Relaxační mechanizmy MR

Přechod mezi různými kvantovými čísly m nevyvolává pouze vnější rotující magnetické pole B_1 . Přechod může nastat v důsledku obklopujícího prostředí. Stav termodynamické rovnováhy je charakterizován dvěma základními vlastnostmi:

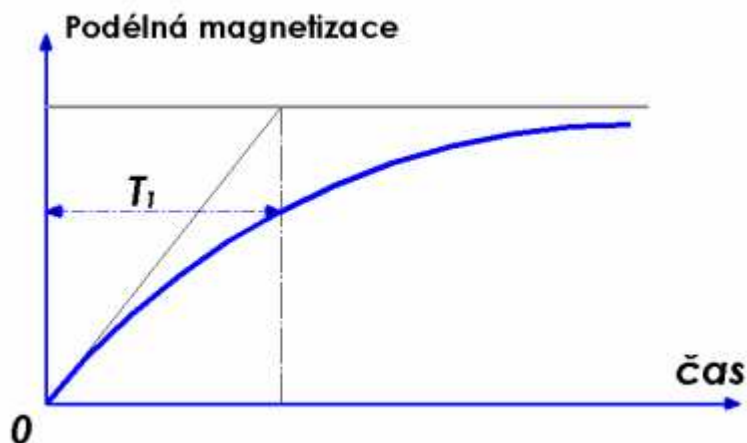
- 1) nevyskytuje se komponenta vektoru magnetizace v transverzální rovině,
- 2) velikost magnetizace v podélné rovině je $M_z = M_0$.

Pro dosažení termodynamické rovnováhy máme dva typy interakcí: spin-mřížková a spin-spinová.

2.3.1 Spin-mřížková interakce

Každý proton vytváří své elementární magnetické pole, ale dále také leží v poli okolních spinujících protonů. V důsledku termálního pohybu molekul tyto molekuly fluktuují a vzniká **magnetický šum**. Fluktuace jsou všesměrové. Tyto komponenty, které mají Larmorovu frekvenci s vhodnou orientací dokáží dostat spinující protony z antiparalelní polohy do paralelní orientace a způsobí tak **podélnou relaxaci**.

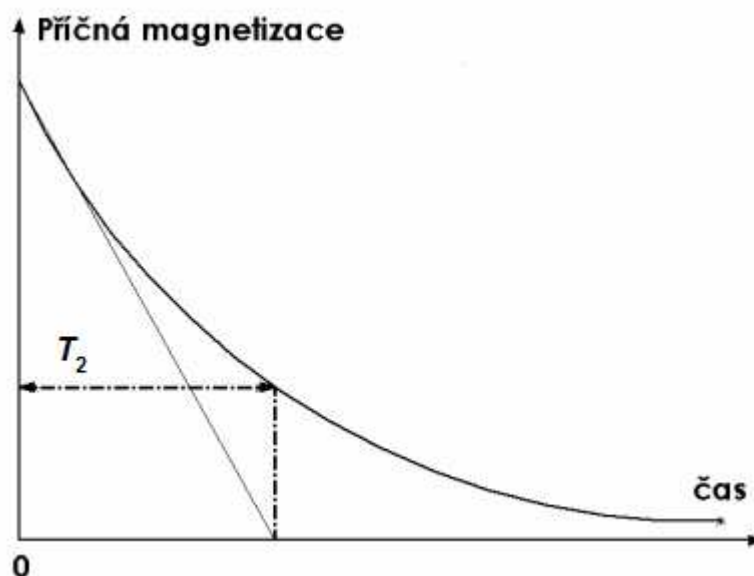
T_1 relaxační křivka reprezentuje průběh návratu vektoru magnetizace M_z do směru osy z obr. 2.6.



Obr. 2.6: Podélná magnetizace

2.3.2 Spin-spinová interakce

Při spin-spinové interakci dochází k postupné ztrátě koherence elementárních dipólů, která vznikla během 90° RF impulzu. Vzniká nehomogenitou statického vnějšího magnetického pole B_0 a statických nebo pomalu se měnících nehomogenit vnitřního pole. Relaxace způsobená tímto mechanismem je označována jako **příčná**. Její rychlost je hodnocena relaxačním časem T_2 . Rychlost relaxace je ovlivněna vnitřními a vnějšími nehomogenitami obr. 2.7.



Obr. 2.7: Příčná magnetizace

V tabulce 1 jsou uvedeny základní typy MR signálů a způsob jejich buzení.

Tabulka 1: Základní typy MR signálů

Typ signálu	Způsob buzení
Volně indukovaný signál FID	1 RF impulz
Spin echo SE	2 RF impulzy
Gradientní echo	1 RF impulz + reverzní gradient
Stimulované echo	3 nebo více RF impulzů

2.4 Základní měřicí techniky - pulzní sekvence

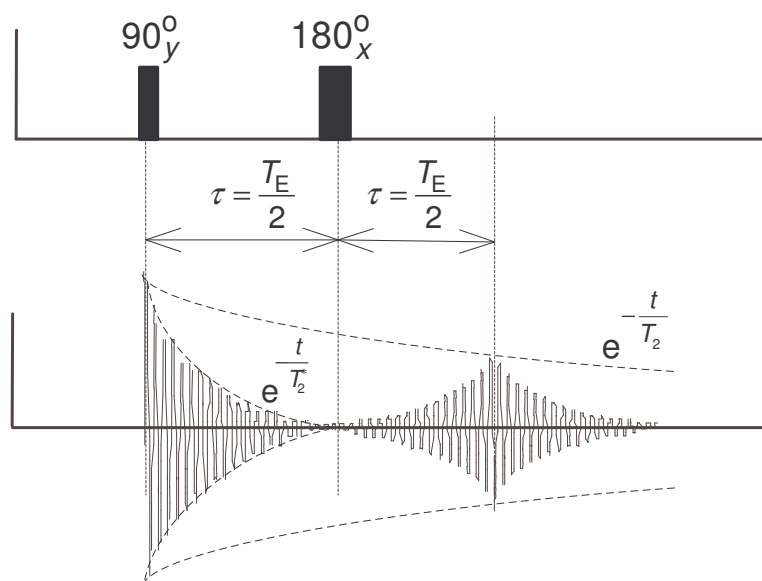
Pro sběr dat při MR zobrazení se využívají periodicky se opakující pulzy tvořené jednotlivými RF impulzy. V závislosti na skladbě pulzů a na jejich časování lze získat signály váhované s požadovaným počtem protonových jader a průtokem.

2.4.1 Metoda spinového echa (SE) a její modifikace

Metoda SE využívá sledu RF pulzů tvořených impulzy 90° a 180° . Tato metoda se využívá pro měření relaxační doby T_2 . Časová prodleva mezi počátečním 90° impulzem a konečným zaznamenáváním signálu se označuje jako T_E (Time to Echo).

Po aplikaci 90° RF impulzu ve směru osy x dochází vlivem T_2 relaxace ke ztrátě fázové koherence elementárních dipólů. Aplikací 180° RF impulzu ve směru osy x , pomocí kterého se překlopí dipóly kolem B_1 . Vektor echa bude mít opačný směr vzhledem k počátečnímu směru vybuzení. Dochází k postupné ztrátě fázové koherence.

Po ukončení 90° RF impulzu se zfázované protony začnou rozbíhat vlivem příčné relaxace. Pokud na rozbíhající se protony aplikujeme 180° RF impulz, změníme tím směr jejich rotace, a takto otočené protony se začnou opět zfázovávat. Znamená to, že příčná složka vektoru magnetizace M znovu naroste. Zaznamenáním signálu takového sledu 180° impulzů, obdržíme řadu ech, která budou po každém opakování slábnout obr. 2.8.



Obr. 2.8: Pulzní sekvence spinového echa SE

Další metody buzení a jejich modifikace :

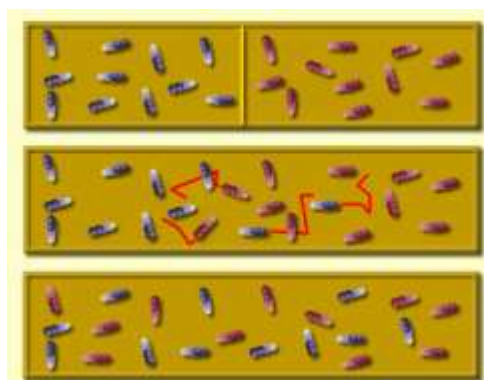
- Metoda **STE** (Saturation Recover) - Je tvořena repetiční aplikací 90° RF impulzů.
- Metoda **IR** (Inversion Recover) - Charakterizuje jí opakovaný sled RF impulzů tvořených kombinací $(180^\circ+90^\circ)$.
- Metoda **IR SE** - Využívá výhod IR i SE buzení. Aplikuje pulzní sekvenci $180^\circ+90^\circ+180^\circ$.
- Metoda **Carr-Purcellova sekvence** - Je modifikací standardní SE metody. Je používána k váhování signálu relaxační dobou T_2 . Využívá pulzní sekvence $90^\circ+180^\circ+180^\circ+\dots+180^\circ$.
- Metoda **GRE** (Gradient Recolled Echo) - Aplikace rozvazovacího gradientu vede ke ztrátě fázové koherence elementárních magnetických pólů. Přijde-li inverzní gradient stejné velikosti, dojde k opětovnému sfázování dipólů a tvorbě gradientního echa.

3 Difúze

Difúze je přenosový děj, při němž dochází k přemístění difundující látky základním materiálem z míst, kde je difundující látky více do míst, kde je jí méně obr. 3.1 [2].

Difúze se uskutečňuje pomocí velkého počtu náhodných přeskoků atomů nebo iontů, jejichž výsledkem je statistické zmenšení koncentračních rozdílů. Je dějem samovolným, nevratným, tepelně aktivovaným. Cílem difúze je vyrovnaní koncentračních rozdílů.

U kapalin a plynů probíhá difúze snadno. Navíc můžeme přemístění látky uskutečnit také například mícháním. Difúze tuhou látkou je obtížná a časově náročná, je to však jediné možné řešení přenosu látky.



Obr. 3.1: Znázornění přenosového děje difúze, při němž dochází k přemístění difundující látky kde je jí více do míst kde je jí méně

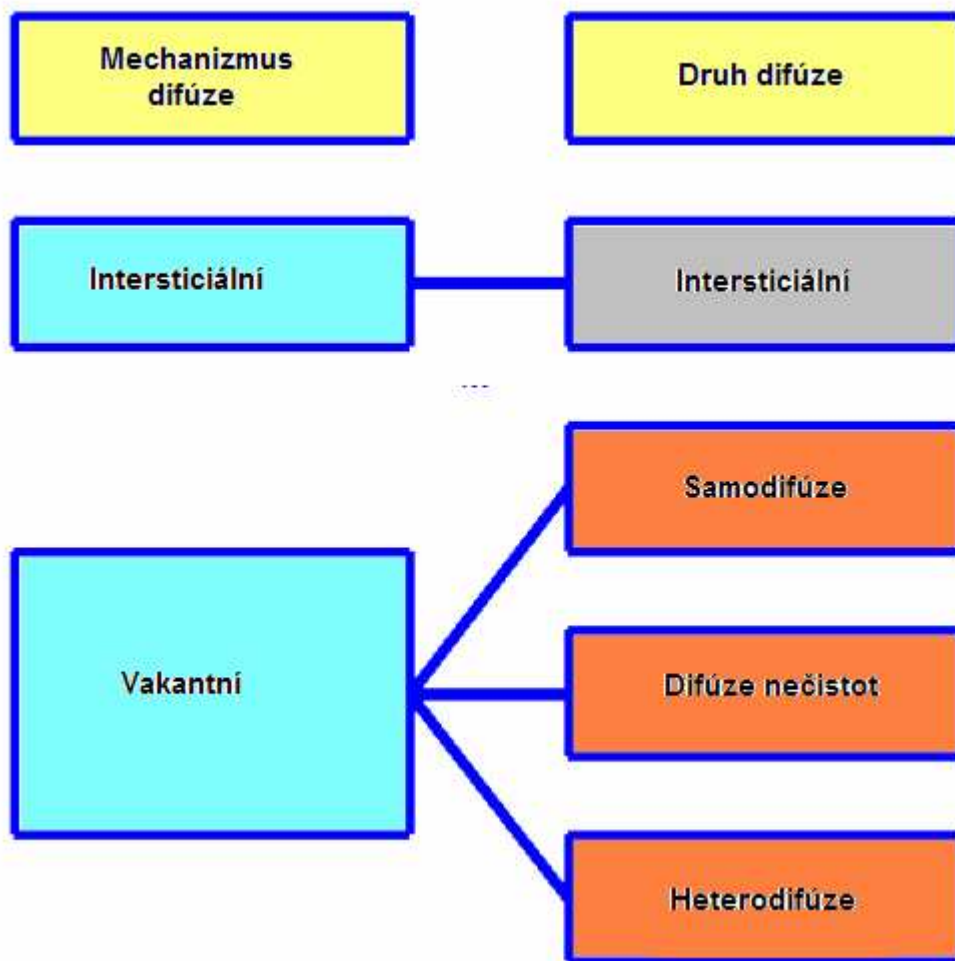
3.1 Mechanismus a druh difúze

Mechanismus difúze je založen na poznatcích o různé pohyblivosti částic v různých skupenstvích hmoty. Neuspořádaný pohyb molekul v plynech je podle kinetické teorie charakterizován velkými hodnotami jejich střední kvadratické rychlosti a volné dráhy.

Mechanismy difúze v krystalických materiálech můžeme rozdělit na individuální a na skupinové. U individuální difúze v krystalických materiálech se pohybuje částice nezávisle na ostatních, kdežto u skupinové které charakterizuje koordinovaný pohyb více částic.

K individuálním mechanismům patří mechanismus intersticiální a mechanismus vakantní, pro které je určující poměr velikostí atomů difundujícího prvku a základního prvku.

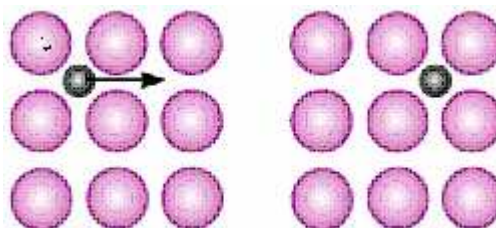
Základní rozdělení mechanismů a druhů difúze:



Obr. 3.2: Základní rozdělení mechanismů a druhů difúze

a) Intersticiální mechanismus difúze [3]:

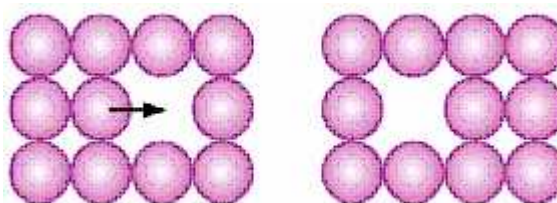
Pouze malé atomy mohou difundovat volnými prostory v krystalové mřížce základního prvku. Intersticiální mechanismus má nejmenší aktivační energii.



Obr. 3.3: Intersticiální mechanismus difúze v krystalové mřížce

b) Vakantní mechanismus difúze [3]:

Vakantním mechanismem, při němž atomy využívají ke svému přemístění blízké vakance, difundují atomy při samodifúzi a atomy přídavného prvku tvořící se základním prvkem substituční tuhé roztoky. Aktivační energie vakantního mechanismu je vyšší, než u mechanismu intersticiálního, protože musíme také uvažovat energii potřebnou na vytvoření a na migraci vakancí.



Obr. 3.4: Vakantní mechanismus difúze v krystalové mřížce

Mezi skupinové mechanismy difúze řadíme mechanismus výměnný, kruhový a nepřímý intersticiální. Nejjednodušším koordinovaným pohybem se zdá být výměna míst mezi dvěma sousedními stejně velkými atomy, ale jsou-li tyto atomy na poloviční cestě, dojde k značné distorzi krystalové mřížky. Pravděpodobnost výměnného mechanismu difúze je malá.

Kruhový mechanismus ve srovnání s vakantním mechanismem je energeticky jen asi o třetinu náročnější a vyskytuje se častěji, než mechanismus výměnný.

Difúzi můžeme rozdělit také na difúzi stacionární a nestacionární. Ve stacionární se koncentrace v látce s časem nemění. U nestacionární difúze se koncentrace v látce s časem mění. Tato změna koncentrace je určena rozdílem vcházejícího a vycházejícího difúzního toku.

3.2 Faktory ovlivňující difúzi

a) Vliv teploty na rychlost difúze [3]:

Významný vliv teploty na střední kvadratické přemístění atomů je implicitně obsažen v teplotní závislosti difuzity:

$$D = D_0 e^{\left(\frac{Q_D}{RT}\right)}, \quad (6)$$

kde:

D je koeficient difúze,

D_0 je frekvenční faktor,

Q_D je aktivační energie difúze,

R je plynová konstanta,

T je absolutní teplota.

Difuzitu je nutné vztahovat k určitému difúdujícímu prvku a určitému difúznímu prostředí např. k difúzi uhlíku v austenitu.

b) Urychlení difúze mřížkovými poruchami [3]:

Atomy potřebují větší aktivační energii, když difundují mřížkou s těsnějším uspořádáním než mřížkou s méně těsným uspořádáním.

Vakantní mechanismus difúze předpokládá existenci vakancí, které jsou bodovými poruchami krystalové mřížky. Čím větší bude koncentrace vakancí, tím rychlejší bude i difúze, tudíž i větší difuzita toho prvku, který tvoří substituční tuhý roztok. Čarové a plošné poruchy krystalové mřížky urychlují difúzi více než vakance. Toto urychlení je podstatné při nižších teplotách, s růstem teploty slábne a při dosažení určité teploty je neprokazatelná.

c) Vazba mezi atomy

Čím silnější vazba, tím obtížnější je difúze.

3.3 Matematické vyjádření difúze

Matematický popis difúze v izotropním prostředí je založen na hypotéze, že rychlost pohybu difundujících částic jednotkovou oblastí je úměrná gradientu koncentrace měřenému kolmo k oblasti podle vztahu [4]:

$$F = -D \frac{\partial C}{\partial r}, \quad (7)$$

kde:

F je rychlost pohybu jednotkovou oblastí,

C je koncentrace difundujících částic,

r je prostorová souřadnice měřená kolmo k oblasti,

D je difúzní koeficient.

Náhodný pohyb jader může být v některých případech prostorově závislý. V takových případech bude difúze anizotropní a difúzní koeficient bude vektor ve všech třech souřadnicích a můžeme jej psát ve tvaru [4]:

$$D = \begin{pmatrix} D_{xx} & D_{xy} & D_{xz} \\ D_{yx} & D_{yy} & D_{yz} \\ D_{zx} & D_{zy} & D_{zz} \end{pmatrix}. \quad (8)$$

Náhodný teplotní pohyb jader v gradientním magnetickém poli způsobuje fázový posun jejich transverzální magnetizace v porovnání s vektory magnetizace nepohybujícím se jader. Na tomto principu jsou založeny všechny MR metody měření difúzních koeficientů využívající gradientních magnetických polí. V těchto metodách je možné rozlišit tři časové oblasti. První z nich je přípravná, ve které působením gradientních impulsů definovaně rozfázujeme jádra excitované části vzorku. Ve druhé časové oblasti necháme jádra volně relaxovat. Během této doby jádra ve vzorku difundují a dostávají se do jiné prostorové polohy. Ve třetí časové oblasti působením gradientních impulsů definovaně sfázujeme vektory magnetizace jader. V případě, že jádra zůstanou ve stejné pozici, sfázují se vektory magnetizace všech excitovaných jader a snímaný MR signál bude maximální.

V teorii kdy neuvažujeme žádné překážky a molekulární prostředí považujeme za izotropní, platí následující vztah [4]:

$$y = \sqrt{6Dt_D}, \quad (9)$$

kde:

y vyjadřuje střední vzdálenost, kterou molekuly urazí za čas t_D ,

D je difúzní koeficient, který udává míru pohyblivosti molekul v dané látce,

t_D čas kdy mohou molekuly procházet oblastmi s různými koeficienty D .

Princip měření difúze spočívá ve vhodné aplikaci gradientů magnetického pole do MR měřicí sekvence. Pohybující spiny jsou v době rozfázování na jiném místě než v době zpětného sfázování.

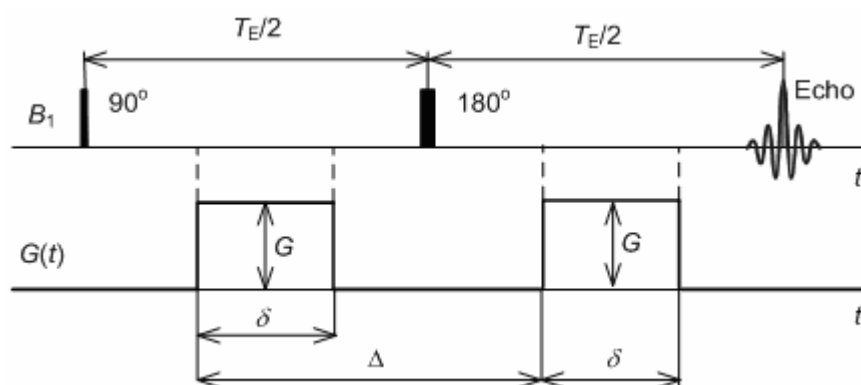
Aplikujeme-li difúzní gradienty bude pro nehybná jádra platit totéž co u sekvence bez gradientů. Bude-li však jádro v jiné pozici před a po 180° impulzu, nedojde k dosažení stejné fáze. Pozorovaný signál spinového echa pak nedosáhne takové hodnoty, jako v případě sekvence bez gradientů.

3.4 Metody měření difúze

Princip měření difúze spočívá ve vhodné aplikaci gradientů magnetického pole do MR měřicí sekvence. Pohybující se spiny jsou v době rozfázování na jiném místě než v době zpětného sfázování. Frekvenční nekoherence spinů podle Larmorova vztahu způsobuje pokles MR signálu, který je úměrný velikosti difúze.

3.4.1 Metody spinového echa s gradienty magnetického pole – PFGSE

Nejvíce používanou metodou měření difúzních koeficientů je metoda spinového echa s aplikovanými gradienty magnetického pole. Sekvence, využívající gradientní pulzy obdélníkového tvaru, je nazývána 6ti-intervalová. Po aplikaci 90° pulzu dojde ke sklopení vektoru magnetizace do transversální roviny a k postupné relaxaci jader s relaxačním časem T_2^* . Aplikací 180° pulzu dojde k otočení směru precese jader, čímž se jádra začnou sfázovávat. Výsledkem procesu sfázování je vznik spinového echa v čase T_E obr. 3.5.



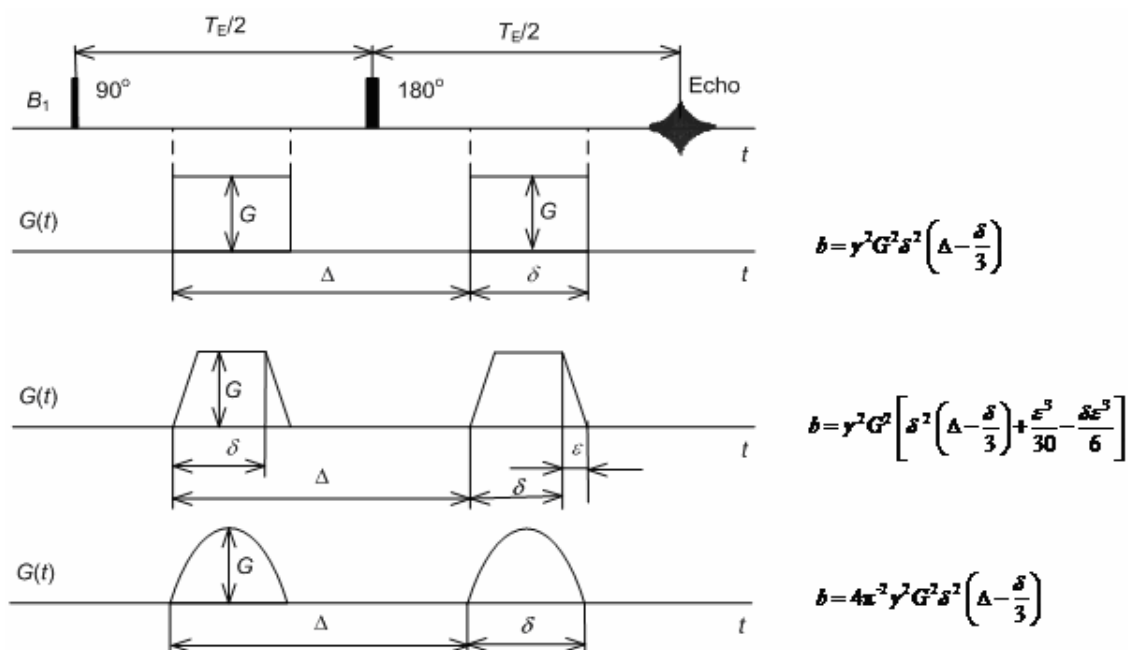
Obr. 3.5: MR spin-echo metoda měření difúzních koeficientů využívající gradientních magnetických polí

Velikost difúzního koeficientu není závislá na délce difúzních časových intervalů. Z toho důvodu a pro eliminaci jiných přístrojových efektů je výhodné měření pro několik hodnot b -faktoru a provést průměrování výsledných hodnot D . V případě, že difúze závisí na délce difúzního intervalu, je možné místo průměrování aproximovat funkci $D(b)$ vhodnou funkcí.

3.4.2 6-intervalová PFGSE pulzní sekvence pro isotropní materiály

Nejběžnější pro měření difúze je 6-intervalová PFGSE pulzní sekvence. Během spinového echa sekvence jsou aplikovány stejné dva gradientní impulsy délky δ , nazývané difúzní gradienty G . Jejich směr je totožný se směrem měřeného difúzního gradientu. Časový interval mezi počátky gradientních impulsů je Δ . Pro jednoduchost předpokládejme zanedbatelné gradienty způsobené nehomogenitou magnetického pole magnetu nebo magnetickou susceptibilitou měřeného vzorku.

Difúzní gradienty G nemusí mít obdélníkový tvar. V některých zdůvodněných případech může být použit např. lichoběžníkový tvar nebo gradienty s půl-sinusovým průběhem. Jedním z důvodů volby těchto tvarů gradientech pulsů je výrazné zpomalení náběžných a doběžných hran, vznik menších vířivých proudů v okolních vodivých materiálech a výrazné snížení deformací impulsů gradientů magnetického pole. Pulzní sekvence pro tři různé tvary difúzních gradientů a vztahy pro výpočet b -faktorů jsou uvedeny na obr. 3.6.[4]

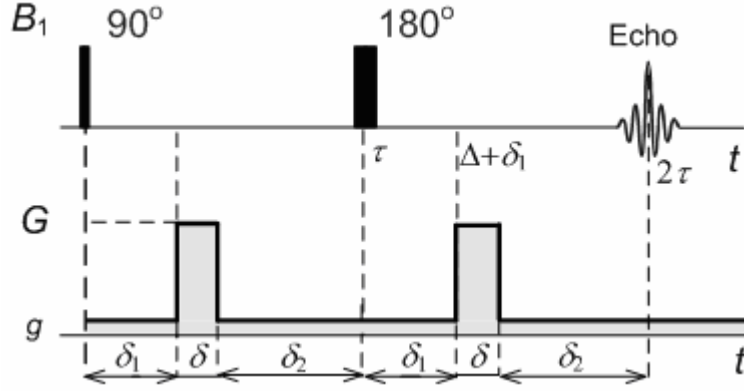


Obr. 3.6: 6ti-intervalová sekvenční pulzní sekvenční pro měření difúze pro difúzní gradienty obdélníkového, lichoběžníkového a půl-sinusového tvaru a výpočet odpovídajících b -faktorů

3.4.3 6-intervalová PFG SE pulzní sekvenční pro heterogenní materiál

Heterogenní materiály se vyznačují nehomogenní strukturou. Současně vlivem magnetické susceptibility jednotlivých oblastí v materiálu dochází k deformaci magnetického pole uvnitř materiálu. Při měření difúzních koeficientů PFG-SE metodou bude vnitřní statické gradientní magnetické pole, působící během celého experimentu, ovlivňovat přesnost a citlivost měření.

Pro výpočet b -faktoru je nutné uvažovat vliv difúzních gradientů G a vnitřního statického gradientu g . Pulzní sekvenční tento případ je znázorněná na obr. 3.7.



Obr. 3.7: PFG-SE sekvence pro měření difúze v heterogenních materiálech

Pro výpočet b -faktoru pro tuto pulzní sekvenční je možné odvodit vztah [4]:

$$b = -\gamma^2 \left\{ \delta^2 \left(\Delta - \frac{\delta}{3} \right) G^2 - \delta \left[(\delta_1^2 + \delta_2^2) + \delta(\delta_1 + \delta_2) + \frac{2\delta^2}{3} - 2\tau^2 \right] Gg + \frac{2}{3} \tau^3 g^2 \right\}. \quad (10)$$

Ze vztahu je zřejmé, že výraz obsahuje člen závisící jen na difúzním gradientu G , dále člen závisící na statickém vnitřním gradientu g a křížový člen závisící na G i g .

Křížový člen způsobuje velkou chybu měření difúze v případě velkého statického vnitřního gradientu g . V případě, že je nutné eliminovat vliv křížového členu, je možné provést několik měření a výsledek zpracovat pomocí substituce [4].

$$a_1 = -\gamma^2 \delta^2 \left(\Delta - \frac{\delta}{3} \right), \quad a_2 = \gamma^2 \delta \left[(\delta_1^2 + \delta_2^2) + \delta(\delta_1 + \delta_2) + \frac{2\delta^2}{3} - 2\tau^2 \right], \quad a_3 = -\gamma^2 \frac{2}{3} \tau^3, \quad (11)$$

Po všech nutných matematických výpočtech b -faktor pro metodu dvou měření bude [4]:

$$b = -\gamma^2 \left\{ \delta^2 \left(\Delta - \frac{\delta}{3} \right) G^2 - \delta \left[(\delta_1^2 + \delta_2^2) + \delta(\delta_1 + \delta_2) + \frac{2\delta^2}{3} - 2\tau^2 \right] Gg \right\}. \quad (12)$$

Výsledek ukazuje, že křížový člen zůstává a může ovlivnit přesnost měření. Často je tento typ měření využíván. Jsou však voleny difúzní gradienty velké hodnoty ve srovnání s nehomogenitou magnetického pole ve vzorku. Přesnost měření bývá dostačující.

Pro eliminaci křížového členu je možné provést tři měření. V prvním z nich stanovit velikost spinového echa bez přítomnosti difúzních gradientů $M_{G=0}$ a v druhém a třetím měření stanovit velikosti ech za přítomnosti difúzních gradientů opačných polarit M_G a M_{-G} . Provedeme rozdíl mezi druhým a prvním měřením a třetím a prvním měřením a výsledky sečteme.

Difúzní koeficient vypočteme z výsledku tří experimentů podle vztahu [4]:

$$D = \frac{\ln\left(\frac{M_{2G}M_{-2G}}{M_{G=0}^2}\right)}{-2\gamma^2\delta^2\left(\Delta - \frac{\delta}{3}\right)G_D^2}. \quad (13)$$

Pro b -faktor budou platit pro tři měření vztahy [4]:

$$b_{+G} = -\gamma^2 \left[a_1 G^2 - a_2 Gg + a_3 g^2 \right]. \quad (14)$$

$$b_{-G} = -\gamma^2 \left[a_1 (1+\xi)^2 G^2 + a_2 (1+\xi) Gg + a_3 g^2 \right]. \quad (15)$$

kde:

$$\xi \text{ je relativní chyba záporného gradientu } \xi = \frac{\Delta G}{G}.$$

Metody vícenásobných měření difúze neprodłużují délku pulzní sekvence a měření. Je to výhodné u zobrazovacích metod, protože každý přídatný RF impuls znamená prodloužení pulzní sekvence o jednotky milisekund. Toto prodloužení může být u systémů s krátkými relaxačními časy významné.

Přehled dalších pulzních sekvencí:

- 6-intervalová PFG FE pulzní sekvence pro isotropní materiály.
- 11-intervalová bipolární PFG SE pulzní sekvence pro heterogenní materiály.
- Sekvence se stimulovaným echem pro heterogenní systémy.
- Pulzní sekvence pro měření difúze v polarizovaných plynech.
- Intervalová PFGSE pulzní sekvence.

4 Praktická část

Měření se uskutečnilo na MR tomografu na Ústavu přístrojové techniky AV ČR v Brně. MR tomograf má indukci základního magnetického pole 4.7 T (tj. 200 MHz pro jádra ^1H).

Supravodivý magnet s průměrem vnitřního teplého prostoru 200 mm obsahuje aktivně stíněné gradientní cívky G_x , G_y , G_z a G_0 , systém pro nastavování homogenity magnetického pole, společnou excitační a přijímací cívku. Průměr pracovního prostoru je 120 mm. Gradientní cívky G_x a G_y jsou realizovány na plošných spojkách zatímco cívky G_z a B_0 jsou válcové a jsou vinuty měděným vodičem. Všechny gradientní cívky jsou umístěny v blízkosti vodivých stěn, kterými jsou kostra cívky magnetu, stěny kryostatu, protiradiační vrstvy a jiné vodivé stěny.

Na obr. 4.1 je vidět supravodivý magnet tomografu a na obr. 4.2. je vidět část řídicí elektroniky.



Obr. 4.1: Magnetická část (supravodivý magnet)



Obr. 4.2: Řídící elektronika tomografu

4.1 Měření difúze vybraných materiálů

V experimentální části jsem změřil difúze různých materiálů, které jsem si vybíral podle velikosti pórů. Změřil jsem difúze celkem sedmi materiálů, z toho byla jedna živá kultura, a to granátové jablko.

Ve všech vzorcích jsem měřil jeden příčný řez tloušťky 3 mm. Získané obrazy byly 60×60 mm (256×256 bodů). Obrazy jsem změřil pomocí sekvence spin-echo, která je uvedena v kapitole 2.4. Pro každý vzorek jsem změřil celkem 3 obrazy pro difúzní gradient $G_D = 0$ a $G_D = \pm 161$ mT/m. Tento způsob měření eliminuje systematickou chybu způsobenou nehomogenitou základního magnetického pole.

Parametry pro měření difúze pomocí spinového echa v ose z pro jednotlivé materiály jsou uvedeny v tabulce 2.

Měřené vzorky jsem si označil:

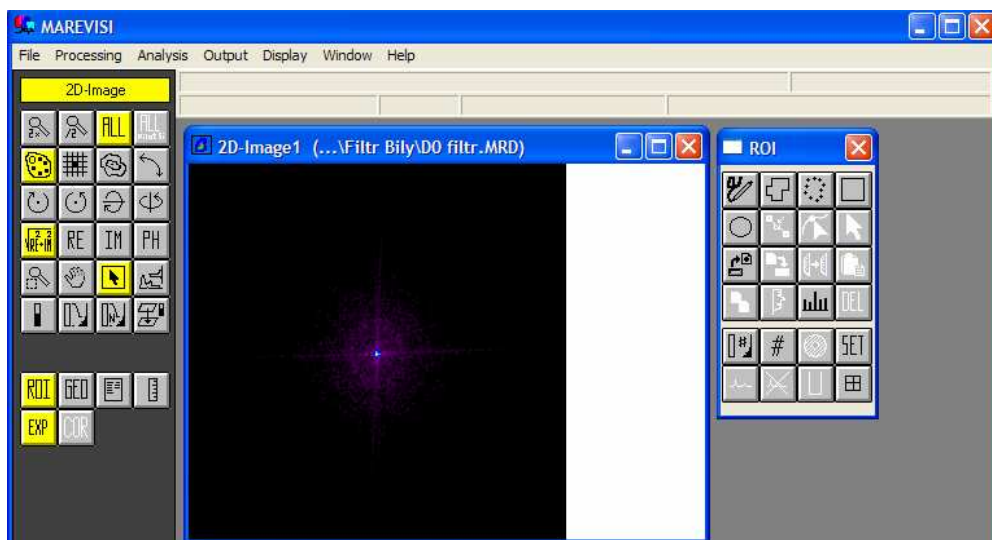
- a) Materiál s malými póry, s velkými póry, polyuretan, gel NOvaGold,
- b) Malý váleček,
- c) Granátové jablko,
- d) Bílý filtr.

Tabulka 2: Parametry pro měření difúze pomocí spinového echa

Parametry měření difúze v ose z	jednotka	a)	b)	c)	d)
δ (delta)	[ms]	2	3,2	3	3,2
Δ (DELTA)	[ms]	27	10,7	9,75	10,7
T_E	[ms]	40	19	19	19
T_R	[s]	1	1	1	1
Útlum (transmit attenuation)	[dB]	0	0	0	0
Zisk (receiver gain)	[dB]	30	36	36	36
b faktor	[-]	$-1,98 \cdot 10^8$	$-1,85 \cdot 10^8$	$-1,48 \cdot 10^8$	$-1,85 \cdot 10^8$
T (teplota)	[°C]	20,5	22	22	20.6

Difúzní koeficient ve všech materiálech byl vypočítán podle vztahu (12), b -faktor podle vztahu (13), (14) uvedených v kapitole (3.4).

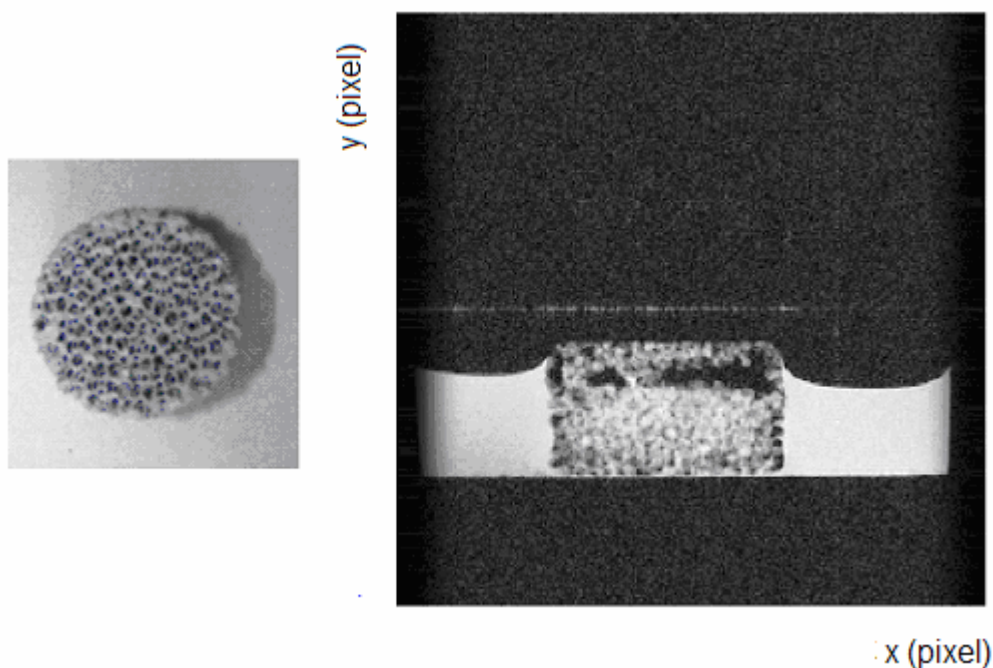
Všechny uváděné difúzní obrazy i obrazy váhované spinovou hustotou byly vyhodnoceny pomocí programového prostředí Marevisi. Ukázka programového prostředí Marevisi je vidět na obr. 4.3.



Obr. 4 .3: Ukázka programového prostředí Marevisi

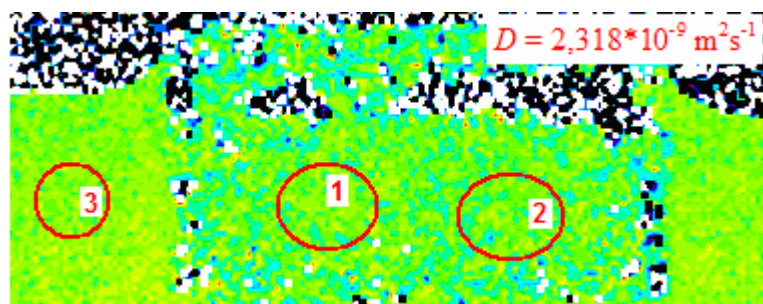
4.1.1 Měření difúze ve vzorku s malými póry

Vzorek s malými póry měl světle šedou barvu, byl válcového tvaru, velikost vzorku byla cca 20×30 mm, velikost pórů v materiálu byla cca 0,5 mm. Vzorek s malými póry jsem vložil cca na 10 minut do kádinky obdélníkového tvaru s vodou. Vzorek zpočátku nechtěl vůbec vodu nasát, ale nakonec se mi to pomocí malého podtlaku podařilo. Připravený vzorek jsem vložil i s kádinkou do pracovního prostoru tomografu. Fotografie vzorku s malými póry a jeho obraz váhovaný spinovou hustotou jsou uvedeny na obr. 4.4.



Obr. 4.4: Fotografie vzorku s malými póry a jeho obraz váhovaný spinovou hustotou

Difúze jsem měřil ve třech místech vzorku. Ze tří změřených oblastí jsem vypočetl střední hodnotu difúze, která je uvedena v pravém horním rohu na obr. 4.5.



Obr. 4.5: Difúzní MR obraz a vyhodnocení difúzního koeficientu pro vzorek s malými póry

Naměřené hodnoty difúzí – maximální hodnota, minimální hodnota, střední hodnota a chyba měření pro tři oblasti jsou uvedeny v tabulce 3.

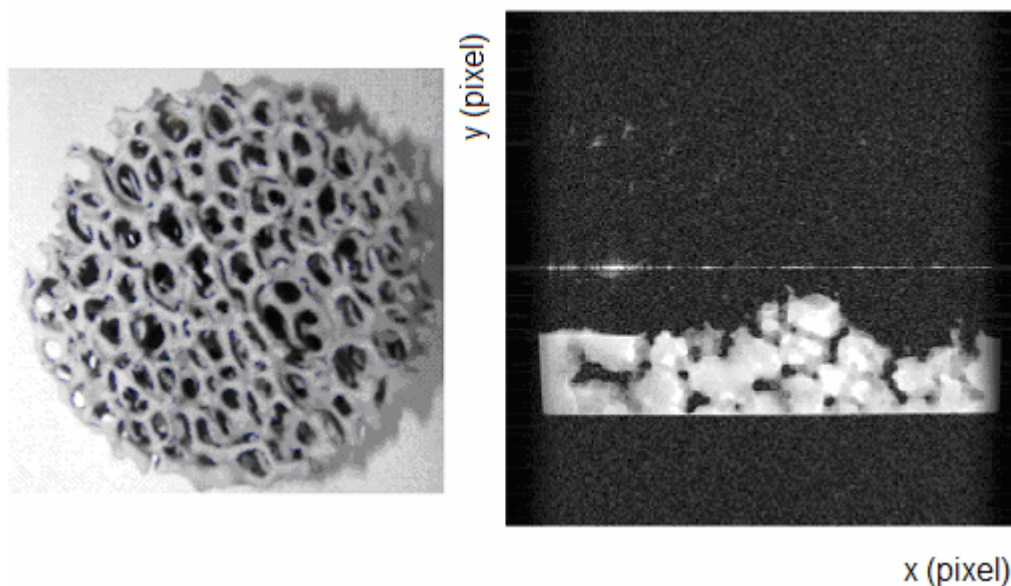
Tabulka 3: Výsledky difúzí pro vzorek s malými póry

Výsledek měření difúze pro vzorek s malými póry				
Číslo oblasti	Min. hodnota	Max. hodnota	Střední hodnota	Chyba měření
1.	$1,082 \cdot 10^{-10}$	$3,545 \cdot 10^{-9}$	$2,318 \cdot 10^{-9}$	$4,371 \cdot 10^{-10}$
2.	$3,098 \cdot 10^{-11}$	$3,591 \cdot 10^{-9}$	$2,326 \cdot 10^{-9}$	$4,528 \cdot 10^{-10}$
3.	$1,623 \cdot 10^{-9}$	$3,642 \cdot 10^{-9}$	$2,536 \cdot 10^{-9}$	$3,357 \cdot 10^{-10}$

Po vyhodnocení vyšla hodnota difúze ve vodě mimo porézní materiál při teplotě $20,5^{\circ}\text{C}$ $D = 2,5 \cdot 10^{-9} \text{ m}^2 \text{ s}^{-1}$. Difúze uvnitř vzorku vyšla $D = 2,318 \cdot 10^{-9} \text{ m}^2 \text{ s}^{-1}$, rozdíl těchto difúzí činí $0,182 \cdot 10^{-9} \text{ m}^2 \text{ s}^{-1}$. Difúze vody uvnitř materiálu je tedy menší než mimo vzorek.

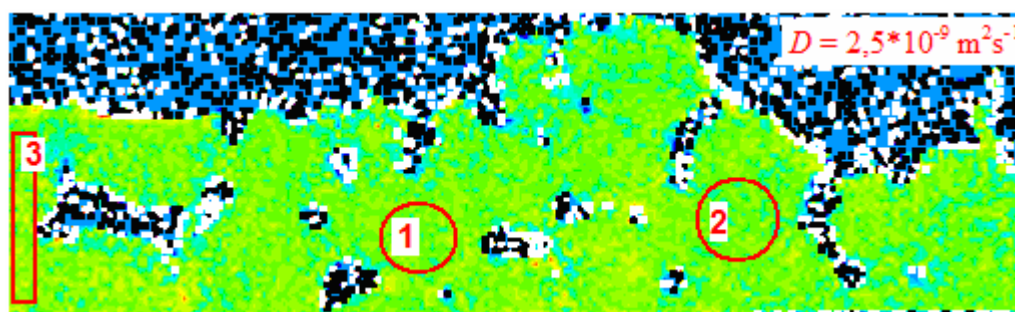
4.1.2 Měření difúze ve vzorku s velkými póry

Vzorek s velkými póry měl stejně jako vzorek s malými póry světle šedou barvu. Vzorek byl válcového tvaru, rozměry cca $\phi 40 \times 20 \text{ mm}$, velikost pórů byla 1,2 mm. Vzorek s velkými póry nasákl vodou oproti vzorku s malými póry poměrně snadno. Do kádinky čtvercového tvaru byla nalita voda a do ní jsem umístil měřený vzorek cca na 15 minut. Takto připravený vzorek jsem i s kádinkou vložil do pracovního prostoru tomografu. Fotografie vzorku s velkými póry a jeho obraz váhovaný spinovou hustotou je vidět na obr. 4.6.



Obr. 4.6: Fotografie vzorku s velkými póry a jeho obraz váhovaný spinovou hustotou

Difúze jsem měřil ve třech místech vzorku. Ze tří změřených oblastí jsem vypočetl střední hodnotu difúze , která je uvedena v pravém horním rohu na obr. 4.7.



Obr. 4.7: Difúzní MR obraz a vyhodnocení difúzního koeficientu pro vzorek s velkými póry

Naměřené hodnoty difúzí – maximální hodnota, minimální hodnota, střední hodnota a chyba měření pro tři oblasti jsou uvedeny v tabulce 4.

Tabulka 4: Výsledky difúzí pro vzorek s velkými póry

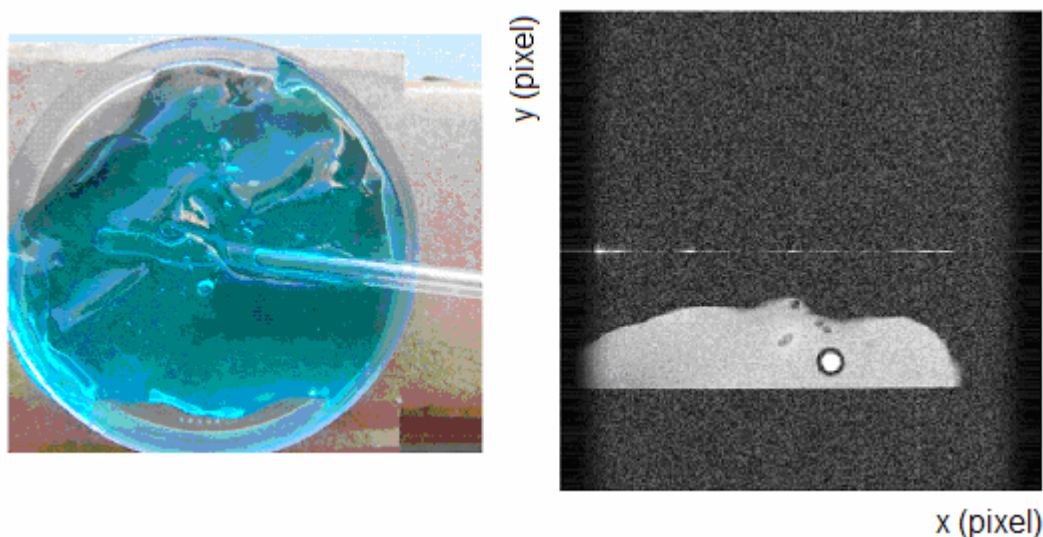
Výsledek měření difúze pro vzorek s velkými póry				
Číslo oblasti	Min. hodnota	Max. hodnota	Střední hodnota	Chyba měření
1.	$1,769 \cdot 10^{-9}$	$3,514 \cdot 10^{-9}$	$2,482 \cdot 10^{-9}$	$2,981 \cdot 10^{-10}$
2.	$1,505 \cdot 10^{-9}$	$3,338 \cdot 10^{-9}$	$2,541 \cdot 10^{-9}$	$2,963 \cdot 10^{-10}$
3.	$1,736 \cdot 10^{-9}$	$3,803 \cdot 10^{-9}$	$2,661 \cdot 10^{-9}$	$3,797 \cdot 10^{-10}$

Voda mimo měřený materiál je jen velmi blízko u okrajů z každé strany. Tam, kde není vidět změna jasu vlivem pórovitého vzorku. Difúze D pro velké póry mi vyšla $2,5 \cdot 10^{-9} \text{ m}^2 \text{ s}^{-1}$. Difúze D vody při teplotě $20,5 \text{ }^\circ\text{C}$ je $2,661 \cdot 10^{-9} \text{ m}^2 \text{ s}^{-1}$. Rozdíl obou difúzí je $0,161 \cdot 10^{-9} \text{ m}^2 \text{ s}^{-1}$, dalo by se tedy říci, že difúze vody uvnitř vzorku je nižší než difúze vody mimo měřený vzorek.

4.1.3 Měření difúze ve vzorku gelu NovaGold

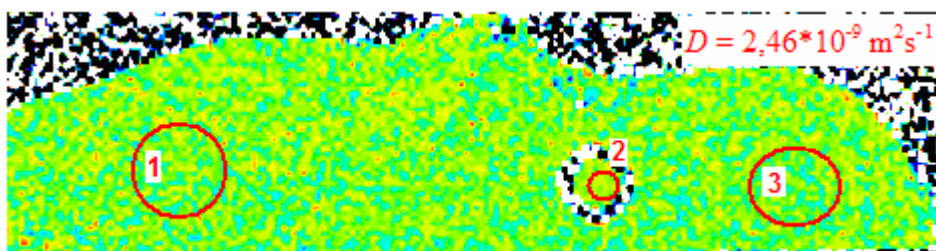
Gel NovaGold měl světle modrou barvu. Umístil jsem ho do kádinky kruhového tvaru. Gel už sám od sebe obsahoval vodu, navíc byl vodou ředitelný, takže jsem do gelu vodu přidávat nemusel. Měřený gel se v běžném životě používá jako pomůcka v kadeřnictví.

Do vzorku jsem vložil trubičku s vodou, která měla rozměry $25 \times \phi 5 \text{ mm}$. Takto připravený vzorek jsem vložil do pracovního prostoru tomografu. Ve váhovém obraze je zřetelně vidět trubička s vodou. Fotografie vzorku gelu a jeho obraz váhovaný spinovou hustotou jsou uvedeny na obr. 4.8.



Obr. 4.8: Fotografie vzorku gelu a jeho obraz váhovaný spinovou hustotou

Difúze jsem měřil ve třech místech vzorku. Ze tří změřených oblastí jsem vypočetl střední hodnotu difúze, která je uvedena v pravém horním rohu na obr. 4.9.



Obr. 4.9: Difúzní MR obraz a vyhodnocení difúzního koeficientu pro vzorek gelu NovaGold s vloženou skleněnou trubičkou s vodou

Naměřené hodnoty difúzí – maximální hodnota, minimální hodnota, střední hodnota a chyba měření pro tři oblasti jsou uvedeny v tabulce 5.

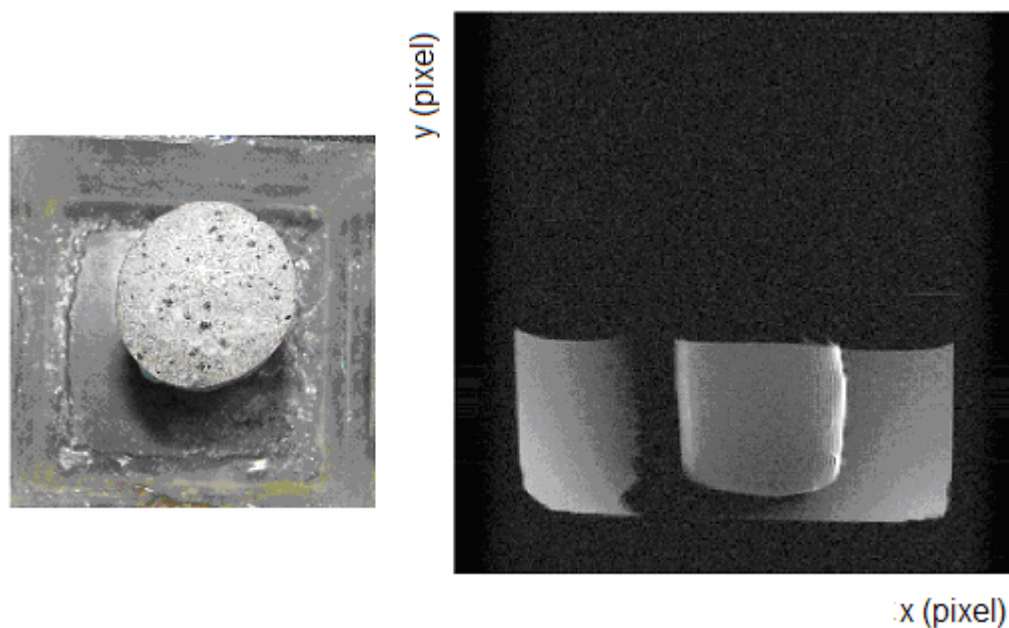
Tabulka 5: Výsledky difúzí pro vzorek gelu NovaGold

Výsledek měření difúze pro vzorek gelu NovaGold				
Číslo oblasti	Min. hodnota	Max. hodnota	Střední hodnota	Chyba měření
1.	$4,646 \cdot 10^{-10}$	$4,677 \cdot 10^{-9}$	$2,344 \cdot 10^{-9}$	$7,080 \cdot 10^{-10}$
2.	$1,773 \cdot 10^{-9}$	$3,312 \cdot 10^{-9}$	$2,668 \cdot 10^{-9}$	$3,615 \cdot 10^{-10}$
3.	$3,565 \cdot 10^{-10}$	$5,347 \cdot 10^{-9}$	$2,395 \cdot 10^{-9}$	$7,270 \cdot 10^{-10}$

Difúze vody ve skleněné trubičce vyšla $D = 2,668 \cdot 10^{-9} \text{ m}^2 \text{ s}^{-1}$, difúze gelu $D = 2,46 \cdot 10^{-9} \text{ m}^2 \text{ s}^{-1}$, rozdíl obou difúzí je $0,208 \cdot 10^{-9} \text{ m}^2 \text{ s}^{-1}$. Dalo by se říci, že difúze gelu NovaGold je o něco málo nižší než difúze vody ve skleněné trubičce. Je to nejspíše dáno chemickým složením gelu. Velikost pórů materiálu nebyla na první pohled patrná.

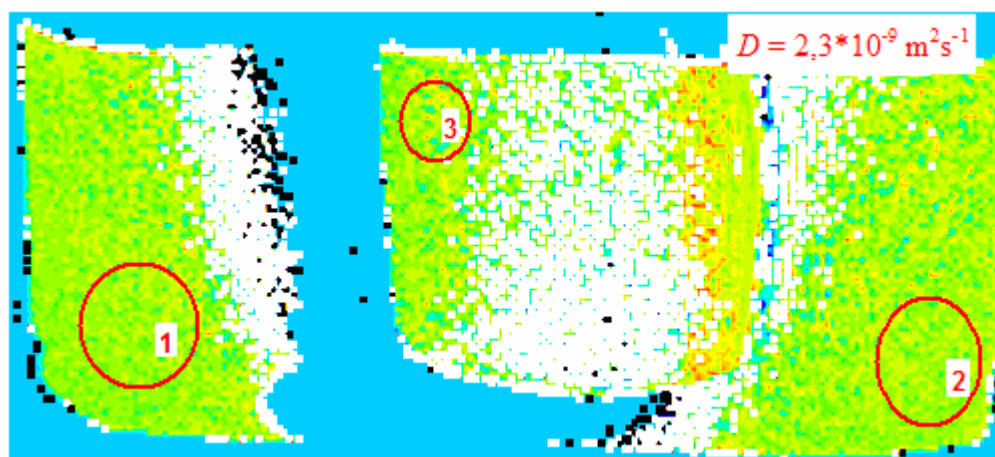
4.1.4 Měření difúze ve vzorku malý váleček

Vzorek malý váleček měl světle šedou barvu, byl z cementu a obsahoval na určitých místech zrnka, která měla černou barvu. Váleček jsem umístil do kádinky s vodou. Zajímavostí je posun obrazu, který je dán pravděpodobně magnetickou susceptibilitou materiálu. Pro podrobnější zkoumání tohoto materiálu by bylo potřeba provést ještě několik měření, a pak teprve vyslovit konečné závěry. Fotografie vzorku malý váleček a jeho obraz váhovaný spinovou hustotou jsou vidět na obr. 4.10.



Obr. 4.10: Fotografie vzorku malý váleček a jeho obraz váhovaný spinovou hustotou

Difúze jsem měřil ve třech místech vzorku. Ze tří změřených oblastí jsem vypočetl střední hodnotu difúze , která je uvedena v pravém horním rohu na obr. 4.11.



Obr. 4.11: Difúzní MR obraz a vyhodnocení difúzního koeficientu pro vzorek malý váleček

Naměřené hodnoty difúzí – maximální hodnota, minimální hodnota, střední hodnota a chyba měření pro tři oblasti jsou uvedeny v tabulce 6.

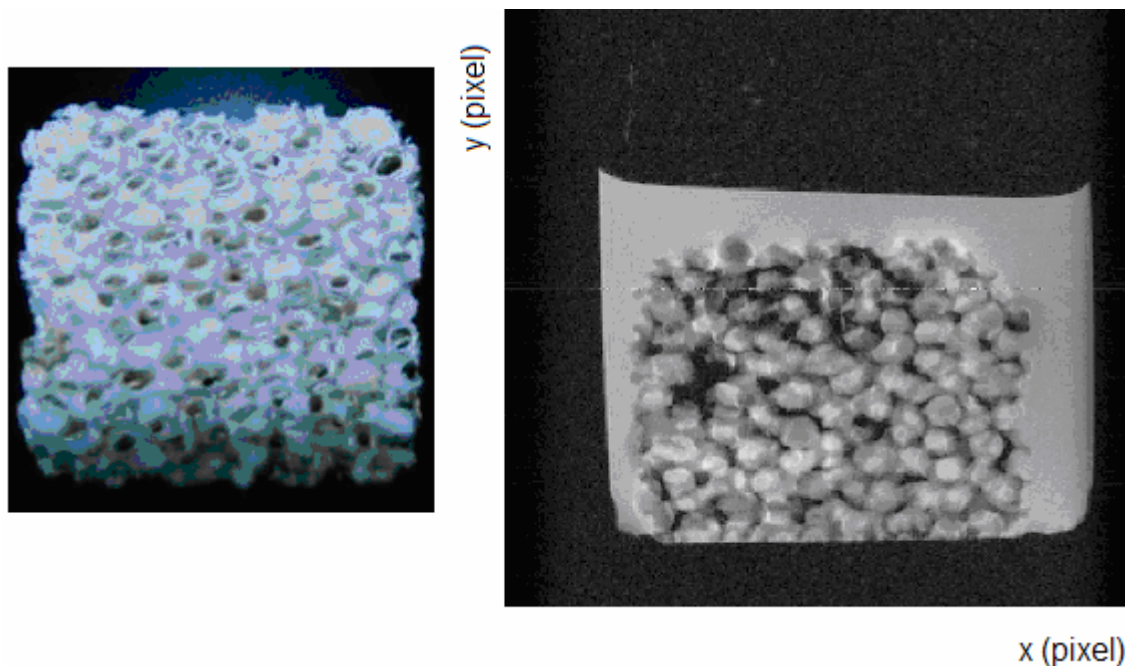
Tabulka 6: Výsledky difúzí pro vzorek malý váleček

Výsledek měření difúze pro vzorek malý váleček				
Číslo oblasti	Min. hodnota	Max. hodnota	Střední hodnota	Chyba měření
1.	$1,091 \cdot 10^{-9}$	$3,675 \cdot 10^{-9}$	$2,311 \cdot 10^{-9}$	$4,677 \cdot 10^{-10}$
2.	$1,412 \cdot 10^{-9}$	$3,209 \cdot 10^{-9}$	$2,328 \cdot 10^{-9}$	$4,015 \cdot 10^{-10}$
3.	$1,415 \cdot 10^{-9}$	$3,229 \cdot 10^{-9}$	$2,271 \cdot 10^{-9}$	$3,422 \cdot 10^{-10}$

Ze tří získaných hodnot difúzí jsem vypočítal průměrnou hodnotu, která je $D = 2,3 \cdot 10^{-9} \text{ m}^2 \text{ s}^{-1}$.

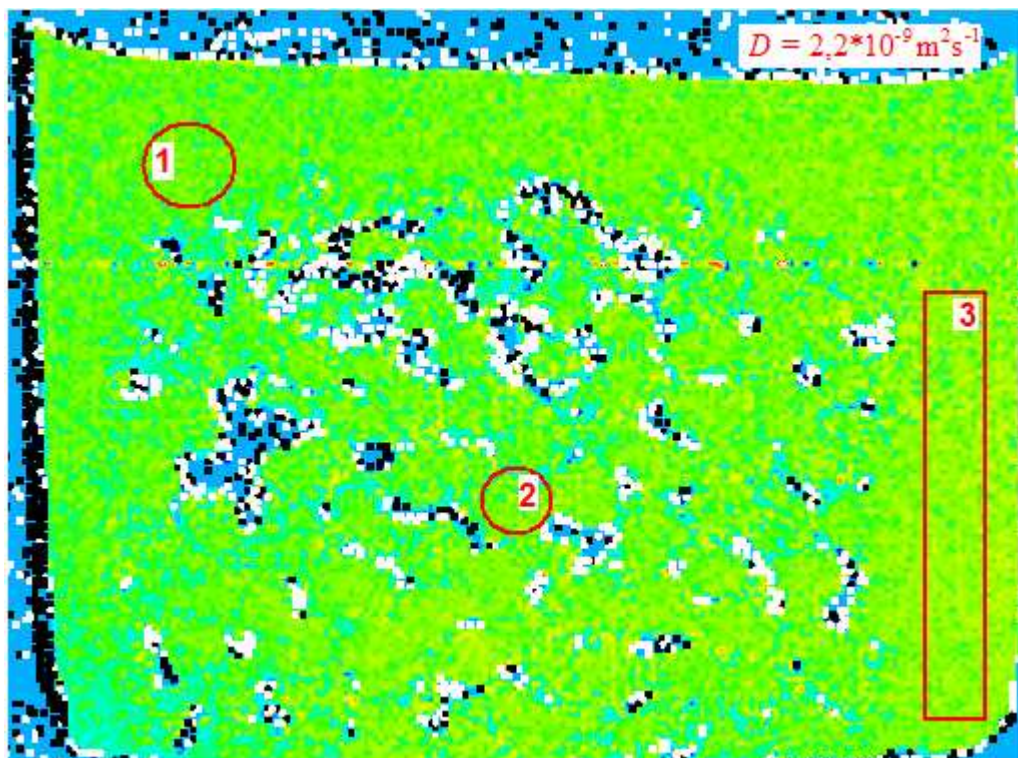
4.1.5 Měření difúze ve vzorku bílý filtr

Vzorek bílý filtr měl rozměry cca $35 \times 35 \times 20 \text{ mm}$. Velikost pórů byla cca 1 mm. Vzorek měl čistě bílou barvu. Materiál, ze kterého byl vzorek vybrán se používá na katalyzátory do motocyklů značky Honda a Java. Vzorek jsem nechal ve vodě cca 10 hodin, nasákl vodou poměrně snadno. Fotografie vzorku bílý filtr a jeho obraz váhovaný spinovou hustotou najdeme na obr. 4.12.



Obr. 4.12: Fotografie vzorku bílý filtr a jeho obraz váhovaný spinovou hustotou

Difúze jsem měřil ve třech místech vzorku. Ze tří změřených oblastí jsem vypočetl střední hodnotu difúze , která je uvedena v pravém horním rohu na obr. 4.13.



Obr. 4.13: Difúzní MR obraz a vyhodnocení difúzního koeficientu pro vzorek bílý filtr

Naměřené hodnoty difúzí – maximální hodnota, minimální hodnota, střední hodnota a chyba měření pro tři oblasti jsou uvedeny v tabulce 7.

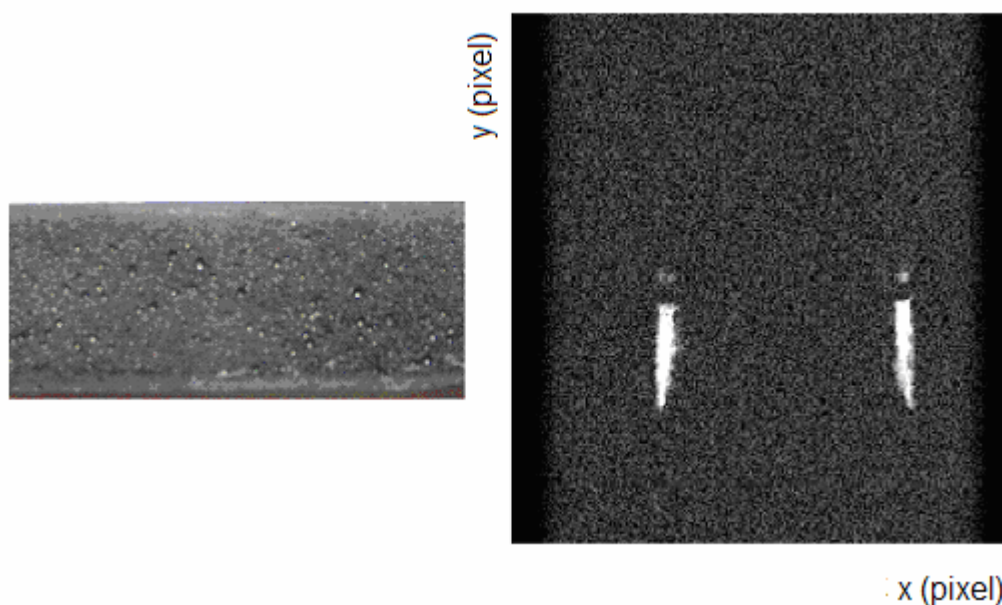
Tabulka 7: Výsledky difúzí pro vzorek bílý filtr

Výsledek měření difúze pro vzorek bílý filtr				
Číslo oblasti	Min. hodnota	Max. hodnota	Střední hodnota	Chyba měření
1.	$1,194 \cdot 10^{-9}$	$3,029 \cdot 10^{-9}$	$2,154 \cdot 10^{-9}$	$2,525 \cdot 10^{-10}$
2.	$1,426 \cdot 10^{-9}$	$3,398 \cdot 10^{-9}$	$2,257 \cdot 10^{-9}$	$3,341 \cdot 10^{-10}$
3.	$1,361 \cdot 10^{-9}$	$4,009 \cdot 10^{-9}$	$2,441 \cdot 10^{-9}$	$3,480 \cdot 10^{-10}$

Po vyhodnocení vyšla hodnota difúze ve vodě při 20,5 °C $D = 2,44 \cdot 10^{-9} \text{ m}^2 \text{ s}^{-1}$. Difúze pro bílý filtr $D = 2,2 \cdot 10^{-9} \text{ m}^2 \text{ s}^{-1}$. Difúze vody uvnitř porézního materiálu je nižší než difúze vody mimo materiál.

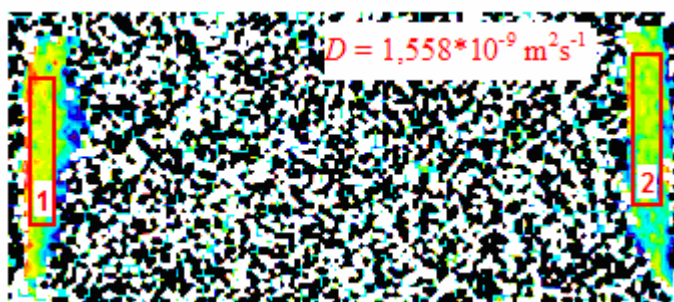
4.1.6 Měření difúze ve vzorku polyuretanu

Vzorek polyuretan měl černou barvu, velikost pórů u tohoto materiálu byla patrná pouhým okem. Polyuretan jsem nechal ve vodě cca 5 minut. Do pracovní části tomografu jsem ho volně vložil. Fotografie vzorku polyuretanu a jeho obraz váhovaný spinovou hustotou jsou uvedeny na obr. 4.14.



Obr. 4.14: Fotografie vzorku polyuretanu a jeho obraz váhovaný spinovou hustotou

Difúze jsem měřil ve dvou místech vzorku. Ze dvou změřených oblastí jsem vypočetl střední hodnotu difúze, která je uvedena v pravém horním rohu na obr. 4.15. Z obrázku je vidět, že polyuretan nasákl vodou pouze na krajích.



Obr. 4.15: Difúzní MR obraz a vyhodnocení difúzního koeficientu pro vzorek polyuretan

Naměřené hodnoty difúzí – maximální hodnota, minimální hodnota, střední hodnota a chyba měření pro tři oblasti jsou uvedeny v tabulce 8.

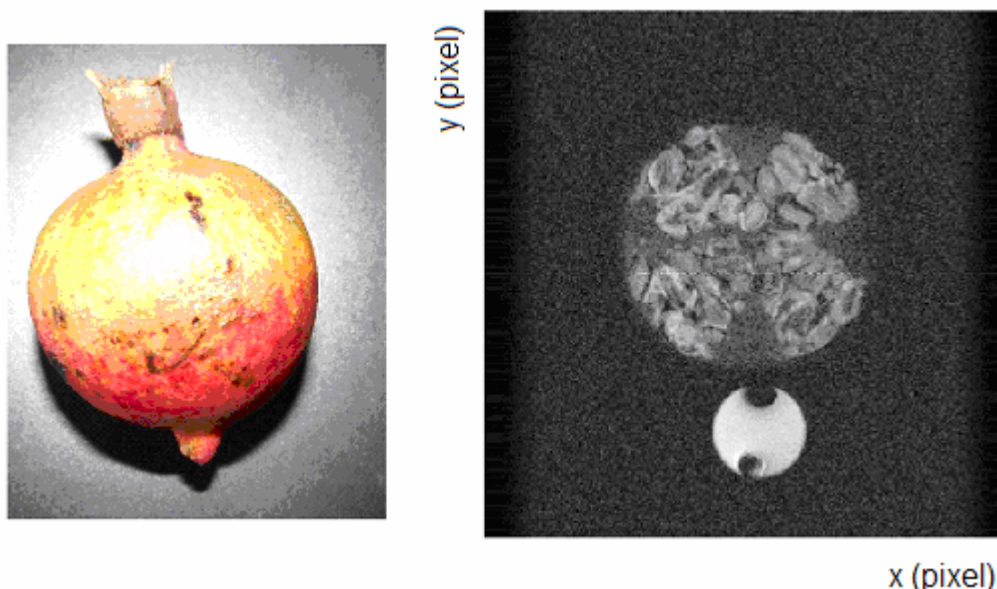
Tabulka 8: Výsledky difúzí pro vzorek polyuretanu

Výsledek měření difúze pro vzorek polyuretanu				
Číslo oblasti	Min. hodnota	Max. hodnota	Střední hodnota	Chyba měření
1.	$-3,811 \cdot 10^{-9}$	$4,246 \cdot 10^{-9}$	$1,588 \cdot 10^{-9}$	$1,239 \cdot 10^{-9}$
2.	$-2,736 \cdot 10^{-9}$	$8,295 \cdot 10^{-9}$	$2,531 \cdot 10^{-9}$	$1,481 \cdot 10^{-9}$

Difúze pro polyuretan je vzhledem k chybě měření dost nepravděpodobná. Toto měření bych měl provést ještě jednou, pokusit se z polyuretanu vysát veškerý vzduch a změnit počáteční podmínky.

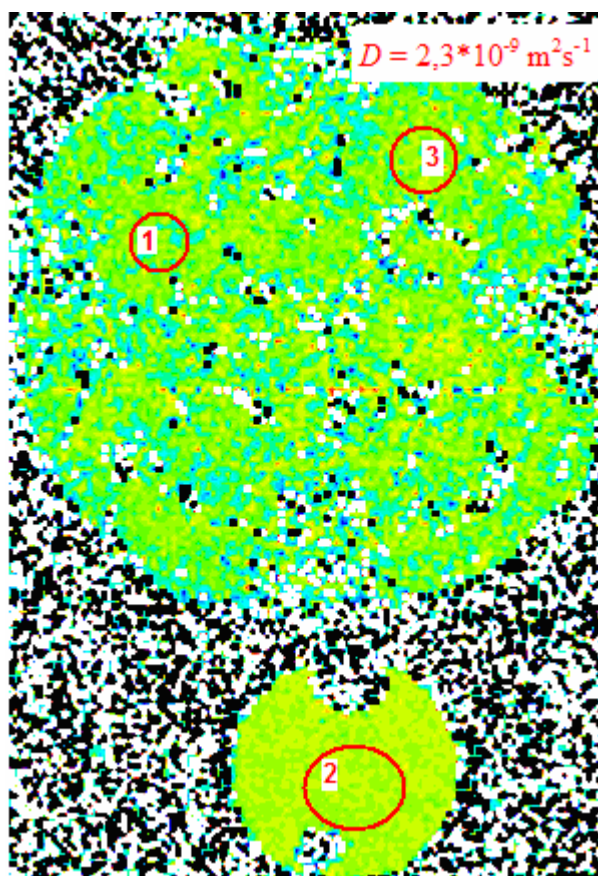
4.1.7 Měření difúze ve vzorku granátové jablko

Granátové jablko bylo jedinou živou kulturou, kterou jsem měřil. Má velmi zajímavou a rozmanitou strukturu, jak je vidět na váhovaném obraze spinovou hustotou. V přírodě se vyskytuje nejčastěji v subtropických oblastech. Jablko mělo žlutočervenou barvu a bylo poměrně tvrdé. Rozměry jablka byly přibližně $\phi 25$ mm. Jablko nebylo umístěno ve vodě. Pod vzorek jsem umístil kuličku s vodou, která měla průměr cca 10 mm. Fotografie vzorku granátové jablko a jeho obraz váhovaný spinovou hustotou je vidět na obr. 4.16.



Obr. 4.16: Fotografie vzorku granátové jablko a jeho obraz váhovaný spinovou hustotou.

Difúze jsem měřil ve třech místech vzorku. Ze tří změřených oblastí jsem vypočetl střední hodnotu difúze , která je uvedena v pravém horním rohu na obr. 4.17.



Obr. 4.17: Difúzní MR obraz a vyhodnocení difúzního koeficientu pro vzorek granátové jablko a kuličku s vodou

Naměřené hodnoty difúzí – maximální hodnota, minimální hodnota, střední hodnota a chyba měření pro tři oblasti jsou uvedeny v tabulce 9.

Tabulka 9: Výsledky difúzí pro vzorek granátové jablko

Výsledek měření difúze pro vzorek granátové jablko				
Číslo oblasti	Min. hodnota	Max. hodnota	Střední hodnota	Chyba měření
1.	$0,213 \cdot 10^{-10}$	$4,521 \cdot 10^{-9}$	$2,159 \cdot 10^{-9}$	$4,048 \cdot 10^{-10}$
2.	$1,022 \cdot 10^{-9}$	$3,311 \cdot 10^{-9}$	$1,974 \cdot 10^{-9}$	$9,868 \cdot 10^{-10}$
3.	$1,237 \cdot 10^{-9}$	$4,351 \cdot 10^{-9}$	$2,793 \cdot 10^{-9}$	$5,250 \cdot 10^{-10}$

Po vyhodnocení vyšla hodnota difúze pro granátové jablko $D = 2,3 \cdot 10^{-9} \text{ m}^2 \text{ s}^{-1}$ a pro kuličku s vodou $D = 1,974 \cdot 10^{-9} \text{ m}^2 \text{ s}^{-1}$. Rozdíl difúze D činí $0,326 \text{ m}^2 \text{ s}^{-1}$. Difúze v granátovém jablku méně vyšla vyšší než difúze vody umístěné ve skleněné trubičce.

5 Zhodnocení měření a výsledků práce

Příprava vzorků závisela na druhu materiálu. Jednotlivé vzorky, mimo granátového jablka a gelu, jsem umístil do vody a snažil se, aby co nejvíce nasákly vodou. Po nasáknutí materiálů jsem spustil elektroniku tomografu a počkal na teplotní ustálení měřicí trasy. Připravený vzorek jsem pomocí ovladače zasunul do pracovní části tomografu. Snažil jsem se umístit vzorek přesně na střed pracovní části tomografu. Doba měření jednotlivých vzorků trvala průměrně 4 minuty a probíhala v 256 krocích.

Jednotlivé výstupní soubory s příponou *.mrd jsem si otevřel v programovém prostředí Marevisi. Pomocí tohoto programového prostředí jsem tyto soubory převedl do matlabovského formátu. Převedení formátů bylo nutné pro všechny obrazy, k dalšímu vyhodnocení. Pro obrazy jsem provedl FT rekonstrukci.

Pomocí programového prostředí MS Exel jsem vypočetl b -faktor. Po výpočtu b -faktoru jsem přistoupil k vyhodnocení obrazů pomocí programového prostředí Matlab. Pro jednotlivé obrazy jsem pomocí předem připraveného programu v Matlabu zadával hodnoty pro nulový gradient, poté pro kladný gradient a záporný gradient. Po zadání mi Matlab vygeneroval soubor, který jsem si uložil. Soubor jsem otevřel pomocí programového prostředí Marevisi a začal vyhodnocovat difúzi v jednotlivých materiálech.

K vyhodnocování difúze v programovém prostředí Marevisi slouží tlačítko ROI. Po vybrání co nejhomogennějších oblastí v našem obrazu stiskneme tlačítko ROI a zobrazí se statistika vyhodnocení jednotlivého obrazu (nejvyšší hodnota, střední hodnota, nejnižší hodnota a chyba měření). Důležitá je střední hodnota difúze, vyhodnocení jsem několikrát opakoval a vyhodnocoval difúzi pro jednotlivé materiály. Z výsledných hodnot jsem vypočetl střední hodnotu difúze.

Pro lepší zobrazení homogenních oblastí jsem si jednotlivé obrazy pomocí tlačítka color převedl do barevných odstínů. Snažil jsem se o to, aby v obrazech pro vyhodnocení byly zachyceny co nejlépe všechny možné nehomogenity. Takto vyhodnocené obrázky jsou vidět v praktické části této práce. Jednotlivé materiály jsem si v laboratoři vyfotil.

Při měření jsem si osvětlil problematiku magnetické rezonance, vyzkoušel si měření na tomografickém systému, seznámil se s různými metodami měření difúze v porézních materiálech a naučil se pracovat v programovém prostředí Marevisi a Matlab.

6 Seznam použité literatury

- [1] Drastich, A.: Tomografické zobrazovací systémy. FEI VUT, Brno, 2004.
- [2] <http://cs.wikipedia.org/wiki/Dif%C3%BAze>.
- [3] Ptáček, L.: Nauka o materiálu I. AKADEMICKÉ NAKLADATELSTVÍ CERM, Brno, 2003.
- [4] Bartušek K.: Speciální metody měření difúzních koeficientů metodami NMR.
- [5] Stejskal E.O., Tanner J.E.: Spin diffusion measurements: Spin echoes in the presence of a time-dependent field gradient. *J. Chem. Phys.* 1965, No. 42, p. 288.
- [6] Tanner J.E.: Use of the Stimulated Echo in NMR Diffusion Studies. *J. Chem. Phys.* 52,2523(1970),pp.2523-2526.
- [7] Sorland H.G., Hafskjold B., Herstad O.: A stimulated-echo metod for diffusion measurements in heterogeneous media used pulsed field gradients, *J. Magn. Reson.* 1997, 124, 172-176.
- [8] Sorland H.G., Aksnes D., Gjerdaker L.: A pulsed field gradient spin-echo method for diffusion measurements in the presence of internal gredients. *J. Magn. Reson.* 1999, 137, pp. 397-401.
- [9] http://cs.wikipedia.org/wiki/Magnetick%C3%A1_rezonance.
- [10] http://fmri.mchmi.com/main_index.php?strana=13.

7 Seznam obrázků

Obr. 2.1: a) Vznik magnetického momentu protonu b) Vznik magnetického momentu protonu při jeho spinu

Obr. 2.2: a) Precesní pohyb osamocené protonu v magnetickém poli B_0 , b) Vektorové znázornění prostorového kvantování protonu v poli B_0 , c) Energetické hladiny protonu vodíku bez magnetického pole B_0 a v jeho přítomnosti

Obr. 2.3: Precesní pohyb protonu ve stacionárním magnetickém poli [10]

Obr. 2.4: Soubor precesujících protonů

Obr. 2.5: Vznik FID (free induction decay) signálu

Obr. 2.6: Podélná magnetizace

Obr. 2.7: Příčná magnetizace

Obr. 2.8: Pulzní sekvence spinového echa SE

Obr. 3.1: Znázornění přenosového děje difúze, při němž dochází k přemístění difundující látky, kde je jí více do míst kde je jí méně

Obr. 3.2: Základní rozdělení mechanismů a druhů difúze

Obr. 3.3: Intersticiální mechanismus difúze v krystalové mřížce [3]

Obr. 3.4: Vakantní mechanismus difúze v krystalové mřížce [3]

Obr. 3.5: MR spin-echo metoda měření difúzních koeficientů využívající gradientních magnetických polí

Obr. 3.6: 6ti-intervalová sekvence pulzní sekvence pro měření difúze pro difúzní gradienty obdélníkového, lichoběžníkového a půl-sinusového tvaru a výpočet odpovídajících b-faktorů

Obr. 3.7: PFG-SE sekvence pro měření difúze v heterogenních materiálech

Obr. 4.1: Magnetická část (supravodivý magnet)

Obr. 4.2: Řídící elektronika tomografu

Obr. 4.3: Ukázka programového prostředí Marevisi

Obr. 4.4: Fotografie vzorku s malými póry a jeho obraz váhovaný spinovou hustotou

Obr. 4.5: Difúzní MR obraz a vyhodnocení difúzního koeficientu pro vzorek s malými póry

Obr. 4.6: Fotografie vzorku s velkými póry a jeho obraz váhovaný spinovou hustotou

Obr. 4.7: Difúzní MR obraz a vyhodnocení difúzního koeficientu pro vzorek s velkými póry

Obr. 4.8: Fotografie vzorku gelu a jeho obraz váhovaný spinovou hustotou

Obr. 4.9: Difúzní MR obraz a vyhodnocení difúzního koeficientu pro vzorek gelu NovaGold s vloženou skleněnou trubičkou s vodou

Obr. 4.10: Fotografie vzorku malý váleček a jeho obraz váhovaný spinovou hustotou

Obr. 4.11: Difúzní MR obraz a vyhodnocení difúzního koeficientu pro vzorek malý váleček

Obr. 4.12: Fotografie vzorku bílý filtr a jeho obraz váhovaný spinovou hustotou

Obr. 4.13: Difúzní MR obraz a vyhodnocení difúzního koeficientu pro vzorek bílý filtr

Obr. 4.14: Fotografie vzorku polyuretanu a jeho obraz váhovaný spinovou hustotou

Obr. 4.15: Difúzní MR obraz a vyhodnocení difúzního koeficientu pro vzorek polyuretan

Obr. 4.16: Fotografie vzorku granátové jablko a jeho obraz váhovaný spinovou hustotou

Obr. 4.17: Difúzní MR obraz a vyhodnocení difúzního koeficientu pro vzorek granátové jablko a kuličku s vodou

8 Seznam tabulek

Tabulka 1: Základní typy MR signálů

Tabulka 2: Parametry pro měření difúze pomocí spinového echa

Tabulka 3: Výsledky difúzí pro vzorek s malými póry

Tabulka 4: Výsledky difúzí pro vzorek s velkými póry

Tabulka 5: Výsledky difúzí pro vzorek gelu NovaGold

Tabulka 6: Výsledky difúzí pro vzorek malý váleček

Tabulka 7: Výsledky difúzí pro vzorek bílý filtr

Tabulka 8: Výsledky difúzí pro vzorek polyuretanu

Tabulka 9: Výsledky difúzí pro vzorek granátové jablko