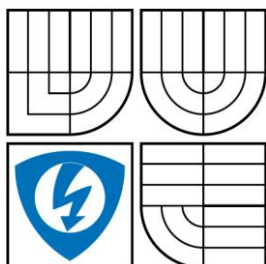


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV RADIOELEKTRONIKY

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF RADIO ELECTRONICS

STUDIUM TRANSPORTU LÁTEK VE STONCÍCH ROSTLIN

STUDY OF SUBSTANCES TRANSPORT IN PLANTS STALKS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

VLADIMÍR DOUBEK

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

Ing. JAN MIKULKA

BRNO 2010

ABSTRAKT

Práce popisuje princip nukleární magnetické rezonance (NMR) a dále tři ze základních měřicích technik NMR. Magnetická rezonance využívá toho, že každý proton i neutron má svůj určitý moment hybnosti. Je založena na sledování odezvy jader umístěných do magnetického pole s indukcí B_0 a na interakci s vysokofrekvenčním elektromagnetickým vlněním. Měření odezvy signálu se liší v aplikaci RF impulzu. Metoda spinového echa (SE) je založena na dvou po sobě jdoucích impulzech 90° a 180° na rozdíl od metody Inverse Recovery (IR), kdy se přivádí jako první 180° impulz následovaný 90° . U metody Hahn echo (měření efektivního relaxačního času T_2^*) je přiveden 90° impulz. Pro všechny metody je výsledný signál po skončení děje zachycen v přijímací cívce.

KLÍČOVÁ SLOVA

NMR; Magnetická rezonance; Metoda buzení SE; Metoda buzení IR; Hahn echo

ABSTRACT

This bachelor thesis deals with measurement procedures of nuclear magnetic resonance and three of basic measuring NMR technics. Magnetic resonance exploits, that anyone proton and neutron have dynamics moment. It is based on monitoring of response coring situated to magnetic field B_0 and on interaction with HF electromagnetical wave. Measurement of response signal differs in feed RF pulse. Method called spin echo (SE) is based on two pulses 90° and 180° in contrast by Inverse recovery (IR), where it is conversely. By method Hahn echo (measuring efficient relaxation time T_2^* is brought 90° pulse. For all methods is final signal over stopping process captured in receiving inductor.

KEYWORDS

NMR; Magnetic resonance; Method generation SE; Method generation IR; Hahn echo

DOUBEK, V. *Studium transportu látek ve stoncích rostlin*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 28 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Jan Mikulka.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Studium transportu látek ve stoncích rostlin 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

.....

(podpis autora)

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucímu bakalářské práce Ing. Janu Mikulkovi za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne

.....

(podpis autora)

OBSAH

Úvod	1
1 Nukleární magnetická rezonance	2
1.1 Výhody a nevýhody.....	2
2 Princip magnetické rezonance	3
2.1 Magnetizace spinů.....	4
2.2 RF impulz	4
2.3 Signál volné precese - FID.....	4
3 Měření relaxačních časů	5
3.1 Relaxační čas T_1	5
3.2 Relaxační čas T_2	6
4 Základní měřicí techniky NMR	7
4.1 Spektroskopické techniky NMR	7
4.1.1 Metoda buzení Spinové echo.....	7
4.1.2 Metoda buzení Gradientní echo	9
4.1.3 IR metoda měření relaxačního času T_1	9
4.1.4 Měření efektivního relaxačního času T_2^*	11
4.1.5 Metoda měření relaxačního času T_2	11
4.2 Zobrazovací techniky NMR.....	12
4.2.1 K-prostor.....	13
4.2.2 Metoda Spinového echa	14
4.2.3 Metoda Gradientního echa.....	15
4.2.4 Metoda Inversion Recovery.....	16
5 Experimentální část	18
6 Měření parametrů kanálů metodami NMR	21
6.1 Vyhodnocení relaxačního času T_1	22
6.2 Vyhodnocení relaxačního času T_2	23
7 Závěr	25
Literatura	27
Seznam použitých symbolů	28

Seznam obrázků

Obr. 1:	Snímek magnetické rezonance hlavy (převzato z [1])	2
Obr. 2:	Precesní pohyb částic	3
Obr. 2.3:	Detekce FID signálu v přijímacích cívkách	5
Obr. 3.1:	Relaxační čas T_1	6
Obr. 3.2:	Relaxační čas T_2	6
Obr. 4.1.1a:	Sekvence spinového echa	8
Obr. 4.1.1b:	Vývoj spinových ech (převzato z [2])	8
Obr. 4.1.2:	Sekvence gradientního echa	9
Obr. 4.1.3a:	Chování jader v magnetickém poli po aplikaci RF impulzů	10
Obr. 4.1.3b:	Výsledná křivka tvořená proložením všech spektrálních čar vytvořených vícenásobným použitím IR metody	10
Obr. 4.1.4a:	Pulzní sekvence	11
Obr. 4.1.4b:	Odečtení T_2^* ze spektra	11
Obr. 4.1.5:	Výsledné úrovně echo signálu $S(t)$ v závislosti na promenné době T_E	12
Obr. 4.2:	Vymezení oblasti pomocí gradientu G_z	13
Obr. 4.2.2:	Zobrazovací sekvence metody SE	14
Obr. 4.2.3:	Zobrazovací sekvence metody GE	15
Obr. 4.2.4:	Zobrazovací sekvence metody IR	16
Obr. 5:	Znázornění výšky řezu na rostlině, odkud byly pořizovány snímky	18
Obr. 5.1a-c:	Znázornění vodivých svazků v průřezích stonků slunečnice váhováním T_1 a T_2	19
Obr. 5.2:	Porovnání hustoty protonových jader v různých stoncích rostlin	20
Obr. 5.3:	Porovnání snímků stonků rostlin pořízené mikroskopem a metodou SE	21
Obr. 6:	Kaktus Euphorbia	21
Obr. 6.1:	Snímek Euphorbie váhovaný relaxačním časem T_1	22
Obr. 6.2:	Snímek Euphorbie váhovaný relaxačním časem T_2	24
Obr. 7:	Porovnání výsledných snímků pořízených váhováním relaxačního času T_1 a T_2	26

Seznam tabulek

Tab. 1:	Tabulka relaxačních časů měřeného vzorku Euphorbie váhováním T_1	23
Tab. 2:	Tabulka relaxačních časů měřeného vzorku Euphorbie T_2	24
Tab. 3:	Tabulky naměřených relaxačních časů váhovaných pomocí T_1 a T_2	25

Úvod

Zobrazovacích metod rozšířených především v biomedicině je mnoho, např. počítačová tomografie (CT), pozitronová emisní tomografie (PET), ultrazvuková tomografie, nukleární magnetická rezonance a další. Právě v oblasti nukleární magnetické rezonance (NMR) bylo uděleno již šest Nobelových cen. NMR metody se dělí do dvou celků a to na metody spektroskopické a zobrazovací. Každá z těchto metod má široké uplatnění v různých vědních oborech. Spektroskopické metody NMR mají široké uplatnění v medicíně, například ke studii DNA nebo vývoji nových druhů léků. Tato metoda nukleární magnetické rezonance má však uplatnění i v dalších vědních oborech, například v oboru chemie nebo biologie, kde se pomocí spektroskopických metod zkoumají vzájemné interakce částic. Dalšími metodami jsou metody zobrazovací (MRI – magnetic resonance imaging). Zobrazování slouží k 2D a 3D zobrazování objektů. V medicíně se MRI využívá především k zobrazování orgánů, díky čemuž jsme schopni velice přesně určit místo nádoru. Dalším využitím zobrazování je studium cévních struktur rostlin, kde jsme schopni zobrazit cévní strukturu rostliny a jejich nasycení vodou, čehož bylo využito v této bakalářské práci.

NMR má oproti jiným zobrazovacím technikám (např. CT) výhodu vyššího rozlišení snímků a nevyzařování škodlivého záření. Pořizovací a provozní náklady jsou ovšem oproti CT vyšší.

Princip nukleární magnetické rezonance spočívá ve vložení částice do vnějšího magnetického pole. Následnou aplikací vysokofrekvenčního pulzu excitují částice do vyšší energetické hladiny a po ukončení tohoto pulzu se vrací zpět do své rovnovážné polohy. Čas, po který se vrací do původního stavu je označován relaxačním časem. Po aplikaci vysokofrekvenčních pulzů vznikají v přijímacích cívkách odezvy, které jsou po připojení osciloskopu na cívky sledovány. Podle uspořádání aplikovaných pulzů se od sebe používané techniky odlišují.

Tato bakalářská práce je zaměřená na popis nukleární magnetické rezonance a rozdělení využívaných metod do dvou skupin. První skupinou jsou metody spektroskopické, sloužící především ke studii a zkoumání vzájemné interakce částic. Druhou skupinu tvoří zobrazovací metody využívané pro prostorové zobrazování zkoumaného objektu. Praktická část je zaměřená na vyhodnocení parametrů nasnímaných obrazů cévních struktur Euphorbie. NMR obrazy byly snímány technikou spinového echa a metodou IR na NMR systému 4,7 T/ 75 mm (200 MHz) v ÚPT AV ČR v.v.i. v Brně. Dále jsou porovnány snímky váhované relaxačním časem T_1 a T_2 a byla určena optimální metoda pro zobrazování cévních struktur rostlin.

1. Nukleární magnetická rezonance

Nukleární magnetická rezonance byla vyvíjena od roku 1973 Paulem C. Lauterburgem a Peterem Mansfieldem. Kromě jiných oborů získala tato metoda velké uplatnění především ve zdravotnictví k zobrazování vnitřních orgánů lidského těla. S pomocí MRI (Magnetic Resonance Imaging) lze získat snímek řezu lidských orgánů. Zobrazovací systémy MRI jsou komerčně k dispozici od roku 1982.



Obr. 1 Snímek magnetické rezonance hlavy (převzato z [1])

Každá z tkání se při stejném vnějším působení chová jinak. Tím je dáno šedotónové odlišení na obrázku.

1.1 Výhody a nevýhody magnetické rezonance

Magnetická rezonance se využívá zejména pro její velké výhody oproti jiným zobrazovacím technikám. MR nevydává škodlivé záření jako např. rentgen, proto nehrozí žádná rizika způsobená zářením. Mezi další výhody patří například přesné zobrazování orgánů a vyšší rozlišení oproti rentgenu.

MR má ovšem i nevýhody spojené se zahříváním kovových materiálů, proto se nepoužívá u pacientů s kovovými předměty v těle. Kvůli vysokofrekvenčním pulzům a magnetickým polím spojených s touto metodou nesmí být použita u pacientů s kardiostimulátory, který může být těmito jevy ovlivněn. Další nevýhodou jsou i vysoké pořizovací a provozní náklady magnetické rezonance.

2. Princip magnetické rezonance

Magnetická rezonance využívá toho, že každý proton i neutron má svůj určitý moment hybnosti, tzv. spin, díky němuž má celé atomové jádro určitý magnetický moment. Proton se vyznačuje i elementárním nábojem. Rotací elementárního náboje se generuje magnetický moment μ ve směru osy rotace souhlasně s mechanickým momentem. Vektor magnetického momentu je dán vztahem:

$$\boldsymbol{\mu} = \gamma \cdot \boldsymbol{p}, \quad (1)$$

kde

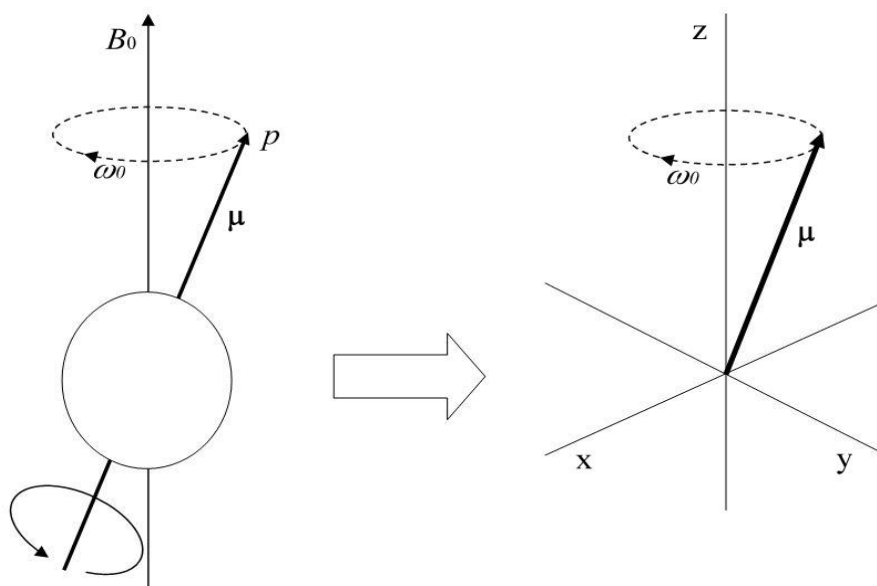
$\boldsymbol{\mu}$ je vektor magnetického momentu [$\text{A}\cdot\text{m}^2$],
 γ je gyromagnetický poměr jádra [$\text{rad}/(\text{s}\cdot\text{T})$] a
 \boldsymbol{p} je úhlový moment hybnosti [$\text{kg}\cdot\text{m}^2\cdot\text{s}^{-1}$].

Gyromagnetický poměr jádra je charakteristická konstanta částice. Pokud vložíme rotující jádro do konstantního magnetického pole o indukci B_0 , pak působením tohoto pole na magnetický moment jádra vznikne síla, která jádro natáčí do směru pole. Oproti této síle působí mechanická síla vyvolaná rotační setrvačností. Vzájemným působením těchto sil vzniká precesní pohyb. Úhlový kmitočet spinu jader, přímo úměrný magnetickému poli ve kterém se spiny nacházejí, se nazývá Larmorova frekvence. Larmorova frekvence je definovaná vztahem:

$$\omega_0 = \gamma \cdot \mathbf{B}_0, \quad (2)$$

kde

ω_0 – úhlový kmitočet [$\text{rad}\cdot\text{s}^{-1}$],
 γ – gyromagnetický poměr jádra [$\text{rad}/(\text{s}\cdot\text{T})$],
 \mathbf{B}_0 – vektor magnetického pole [T].



Obr. 2 Precesní pohyb částic

2.1 Magnetizace spinů

Zavedením makroskopického vektoru magnetizace \mathbf{M} dochází k usnadnění výpočtů interakcí magnetických momentů protonů s okolními částicemi, neboť vektor magnetizace \mathbf{M} je dán výsledným součtem dílčích magnetických momentů.

$$\mathbf{M} = \sum_{n=1}^{N_s} \boldsymbol{\mu}_n, \quad (3)$$

kde

$\boldsymbol{\mu}_n$ – vektor magnetického momentu n -tého spinu [$\text{A}\cdot\text{m}^2$],

N_s – počet spinů v systému [-].

Vložení částic do vnějšího magnetického pole B_0 začnou částice vykonávat precesní pohyb kolem směru magnetického pole. Makroskopický vektor \mathbf{M}_z je pak dán součtem dílčích magnetických polí jader a má nenulovou složku pouze v ose z . Vektor magnetizace \mathbf{M} i jeho složky ve všech směrech souřadnicového systému M_x , M_y , M_z jsou bez přítomnosti vnějšího magnetického pole nulové.

2.2 RF impulz

Pokud vložíme částice do magnetického pole o indukci B_0 a působilme na ně elektromagnetickým pulzem (označovaný také jako radiofrekvenční impulz – RF impulz), částice excitují do vyšší energetické hladiny. Následným zastavením RF impulzu se částice vrací zpět do svého původního stavu. Doba, za kterou se částice vrátí do své klidové polohy je nazývána relaxační čas.

2.3 Signál volné precese - FID

Snímací cívky umístěné v transverzální rovině xy snímají proud indukovaný rotujícím vektorem magnetizace o Larmorově frekvenci. Závislost tohoto signálu na čase nazýváme signálem volné precese (FID). FID (free induction decay) je základní signál, který vzniká po excitaci spinů vF impulzem. Signál FID po excitaci α -pulzem (90° RF impulzem) je popsán vztahem:

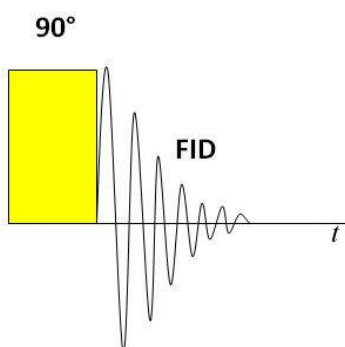
$$s(t) = \sin \alpha \int_{-\infty}^{\infty} \rho(\omega) e^{-\frac{t}{T_2^*}} e^{-i\omega t} d\omega \quad t \geq 0, \quad (4)$$

kde

$\rho(\omega)$ – spektrální spinová hustota.

Spektrální spinová hustota určuje charakteristiky signálu FID. Maximální úroveň je vždy v čase $t = 0$. Aplikací 90° RF impulzu dochází k překlopení vektoru magnetizace do roviny xy , kdy dochází k dosažení maximální úrovně FID signálu. Vlivem dále popsanych

relaxačních časů T_1 a T_2 se vektor magnetizace vrací do své klidové polohy, což způsobí pokles naměřeného signálu v přijmacích cívkách.



Obr. 2.3 Detekce FID signálu v přijmacích cívkách

3. Měření relaxačních časů

Přechod mezi stavy s různými kvantovými čísly m nebývá vyvolán jen vnějším vnějším rotujícím magnetickým polem. Výměna energie probíhá i mezi protony v jádrech atomu i v obklopujícím prostředí, bez nutnosti užití RF signálu.

Základní podmínky termodynamické rovnováhy:

- velikost vektoru podélné magnetizace $M_z = M_0$,
- v tranverzální rovině se nevyskytuje složka vektoru magnetizace $M_{xy} = 0$.

Pro dosažení termodynamické rovnováhy se využívá určitých typů interakcí, jejichž kvantitativní hodnocení se provádí pomocí relaxačních časů T_1 a T_2 .

3.1 Relaxační čas T_1

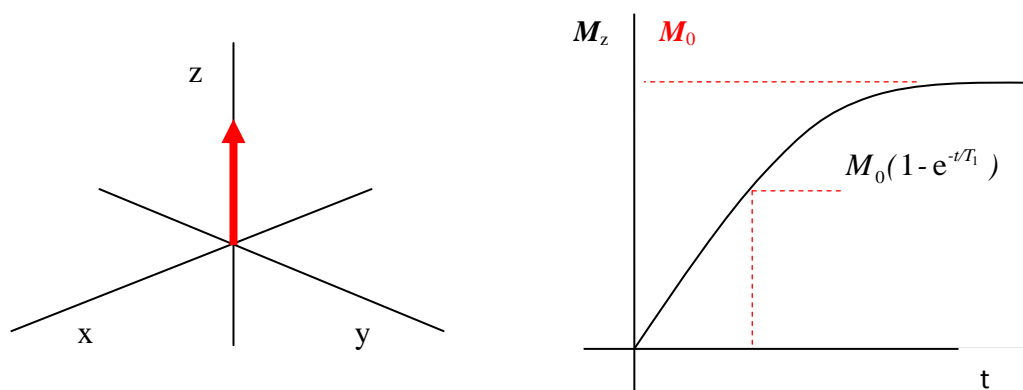
Časová konstanta, která popisuje jak se M_z vrací do svého rovnovážného stavu se nazývá spin-mřížkový relaxační čas T_1 . Tento děj je popsán rovnicí:

$$M_z = M_0(1 - e^{-t/T_1}), \quad (5)$$

kde

čas T_1 udává dobu za jak dlouho dojde k obnovení M_z do 63% své velikosti [s],
 M_0 je vektor podélné magnetizace [A/m].

Vzhledem k tomu, že T_1 relaxace probíhá v rovině z , není tedy měřitelná přijmacími cívkami.



Obr. 3.1 Relaxační čas T_1

3.2 Relaxační čas T_2

Časová konstanta, která popisuje návrat do rovnovážného stavu z transverzální magnetizace je nazývána spin-spinový relaxační čas T_2 . Vzhledem k tomu, že T_1 i T_2 relaxace probíhá současně, dochází vzájemným působením magnetických polí a atomových jader ke zmenšování složky M_{xy} podle vztahu (6).

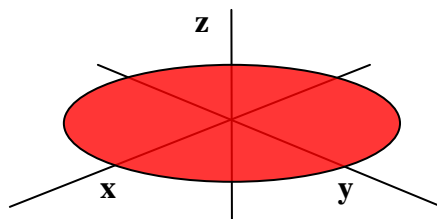
$$M_{xy} = M_{xy_0} e^{-t/T_2}, \quad (6)$$

kde

t je čas po skončení RF impulzu [s],

T_2 vyjadřuje pokles složky M_{xy} na 0,37% původní hodnoty [s].

Pro měření relaxačního času T_2 je zapotřebí aplikovat RF impulz, který překlápí vektor magnetizace do transverzální roviny, kde jsou umístěny přijmací cívky. Amplituda FID signálu je v tento okamžik maximální. Relaxací vektoru z transverzální roviny do rovnovážného stavu amplituda FID signálu klesá.



Obr. 3.2 Relaxační čas T_2

4. Základní měřicí techniky NMR

Základní měřicí techniky NMR se mohou rozdělit do dvou skupin: spektroskopické techniky a zobrazovací techniky. Rozdíl mezi těmito technikami je zásadní. Spektroskopické techniky slouží ke zkoumání struktury látek a k pozorování jejich vzájemné interakce. Tímto pozorováním vznikají nové druhy léků nebo například odolnější druhy rostlin proti parazitům. Druhou skupinu tvoří techniky zobrazovací. Účelem těchto technik je 2D nebo prostorové zobrazování. Této techniky zobrazování (MRI – magnetic resonance imaging) se dnes využívá především v medicíně k zobrazování orgánů lidského těla. MRI má však rozsáhlejší využití ve všech vědních oborech. Metoda zobrazování se používá například pro zobrazování cévních struktur rostlin, čehož je využito v této práci.

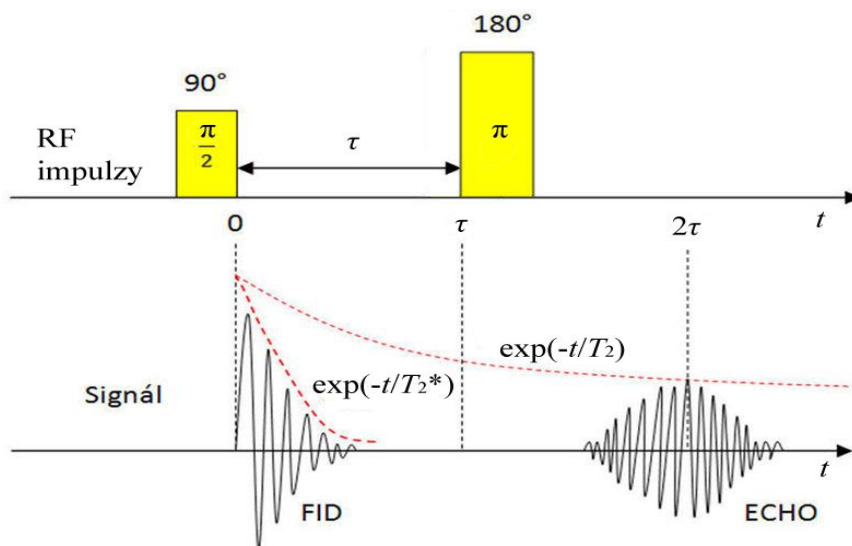
4.1 Spektroskopické techniky NMR

NMR spektroskopie je fyzikálně-chemická metoda, která využívá vzájemného působení atomových jader (s nenulovým jaderným spinem) s magnetickým polem. Zabývá se studií energie jaderného spinu v magnetickém poli a přechody mezi spinovými stavy vyvolenými působícím RF impulzem. Spektroskopie slouží ke zkoumání chemické struktury látek, studii chemických výměn, nebo například ke studii DNA a návrhu nových typů léčiv.

4.1.1 Metoda buzení Spinové echo

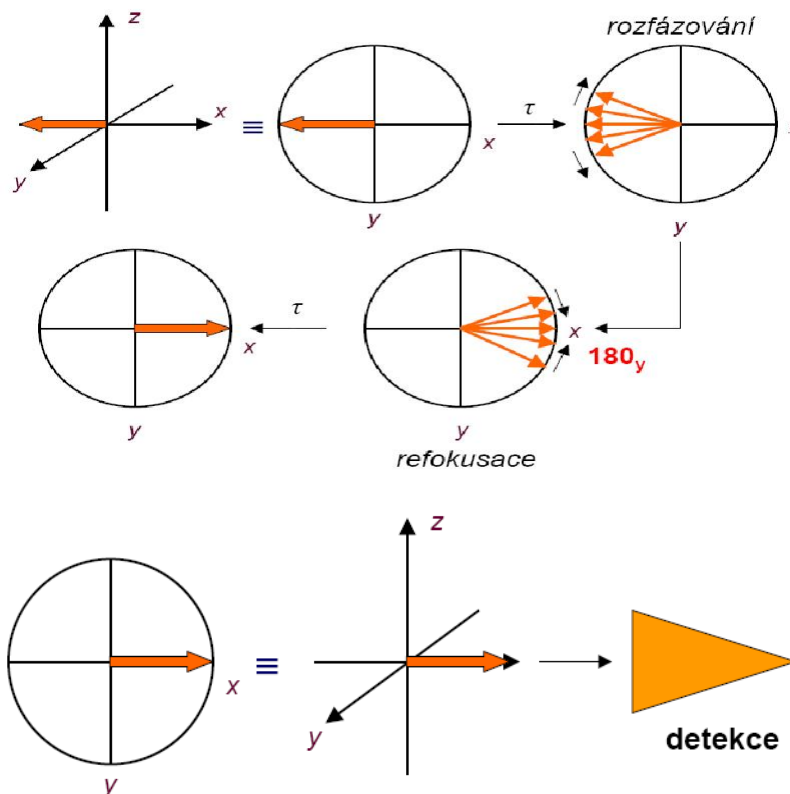
Jednou ze základních metod snímání je metoda spinového echa (spin echo pulse sequence). Je základem mnoha NMR experimentů. Tato metoda využívá dvou po sobě jdoucích RF impulzů s fází 90° a 180° , jejichž délka trvá řádově několik milisekund. První pulz (90°) sklápí vektor magnetizace do transversální roviny (xy). Vlivem T_2^* relaxace se narušuje fázová koherence elementárních dipólů v důsledku nehomogenity základního magnetického pole. Působením RF impulzu s fází 180° (“refokusační impulz“) dochází v čase $\tau = T_E/2$ k natočení elementárních dipólů o 180° kolem osy x, kdy dochází i k zpětnému sfázování. Doba trvání tohoto procesu je $T_E = 2\tau$, kdy dochází k opačnému sfázování jader a vzniku spinového echa. Signál indukovaný v přijímací cívice se nazývá **spinové echo - SE**.

Na obr. 4.1.1a je znázorněn excitační pulz $\pi/2$ následovaný impulzem π v čase τ do vysílacích RF cívek. Po aplikaci $\pi/2$ pulzu lze pozorovat pokles FID signálu způsobený rozfázováním elementárních dipólů. Aplikací π pulzu dochází ke zpětnému sfázování dipólů a nárůst zaznamenávaného signálu, kde kvůli T_2^* relaxaci dochází k útlumu snímaného signálu. Po připojení osciloskopu k přijímacím cívkám je zobrazen FID signál složený z $\pi/2$ pulsu a přidavný signál v čase 2τ .



Obr. 4.1.1a *Sekvence spinového echa*

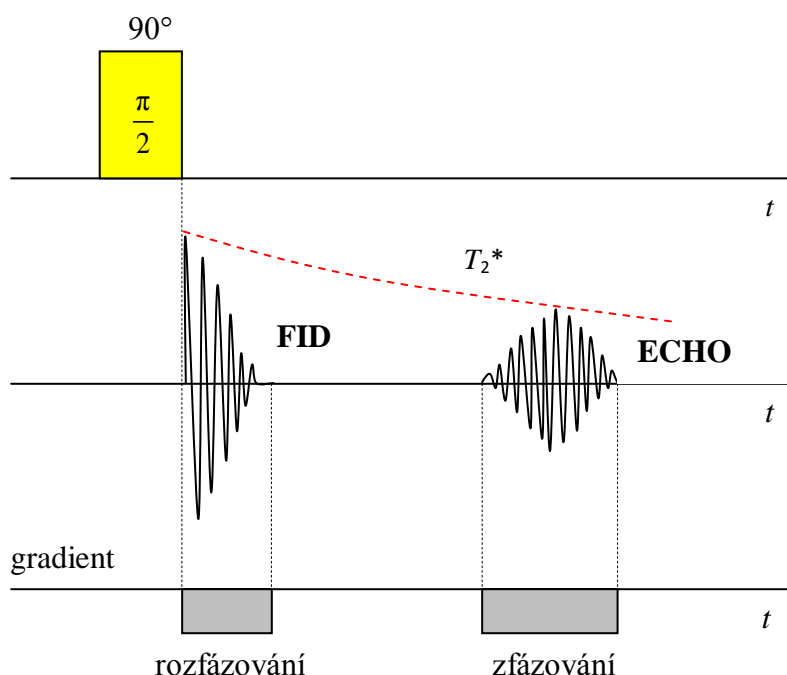
Zobrazení fázi elementárních dipólů je zachyceno na obr. 4.1.1b. Na snímcích lze vidět rozfázování dipólů po aplikaci excitačního pulzu $\pi/2$ v čase τ . Aplikací druhého refokusačního π pulzu dochází k překlopení dipólů o 180° a k vzájemnému sfázování, což tvoří v čase 2τ výsledný spin echo signál viditelný na obr. 4.1.1.a. Následně dochází k detekci tohoto signálu pomocí přijmacích cívek umístěných v tranverzální rovině, které je možné zobrazit připojením osciloskopu na tyto cívky.



Obr. 4.1.1b *Vývoj spinových ech (převzato z [2])*

4.1.2 Metoda buzení Gradientní echo

Metoda gradientního echa (Gradient echo pulse sequence) je velmi podobná metodě spinového echa. Aplikací 90° RF impulzu dochází ke sklopení vektoru magnetizace do roviny xy a působením gradientního magnetického pole k rozfázování jednotlivých dipólů. Ke tvorbě echo signálu je místo refokusačního 180° RF pulsu dodán gradient opačné polarity. Dochází ke sfázování, čímž se tvoří požadované echo. Maximální velikost gradientního echa nastává v okamžiku, kdy je integrál inverzního gradientu identický s integrálem prvního gradientu.



Obr. 4.1.2 Sekvence gradientního echa

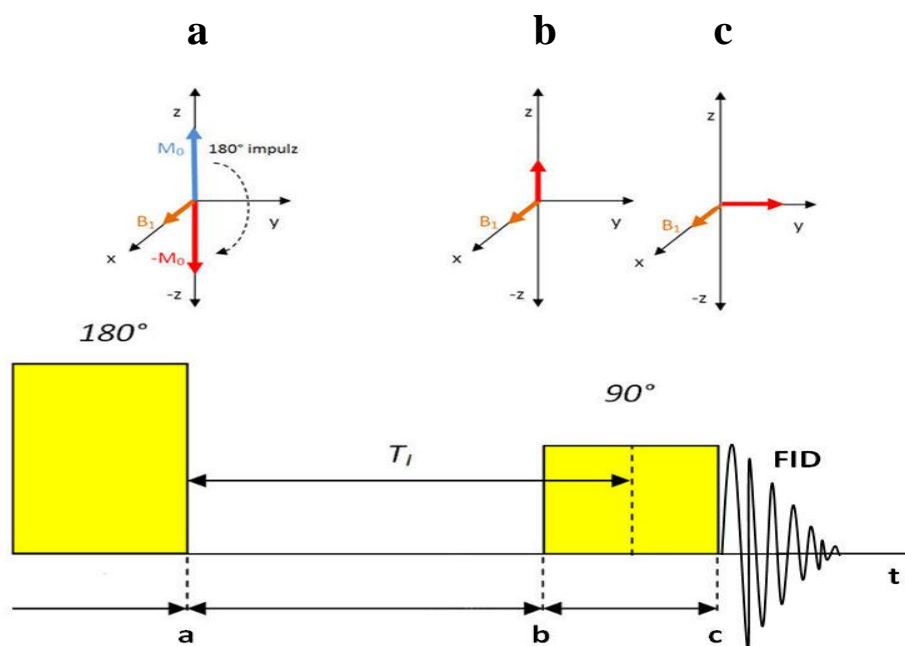
Základní výhodou techniky gradientního echa je výrazně kratší skenovací doba, ovšem nevýhodou je vyšší citlivost na nehomogenitu magnetického pole B_0 .

4.1.3 IR metoda měření relaxačního času T_1

Metoda IR (Inversion recovery pulse sequence) spočívá v použití 180° a 90° RF impulzů. Následně je popsán princip IR metody, kde kroky a-c odpovídají fázím vyznačených v obr. 4.1.3a

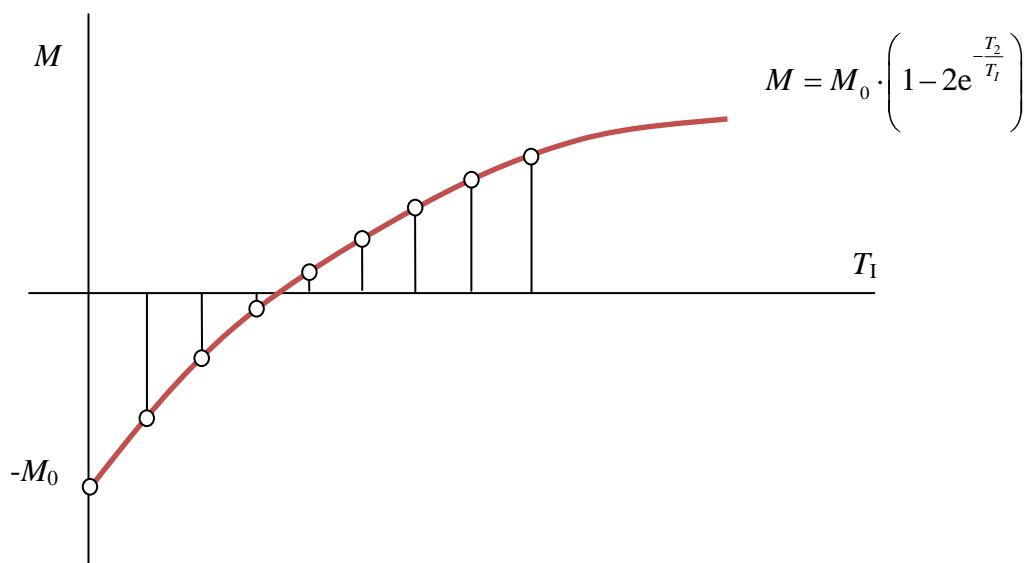
- Aplikací prvního 180° RF impulzu se invertuje vektor magnetizace \mathbf{M}_0 , který je nyní soustředěn opačným směrem osy z.
- Vlivem relaxace T_1 se vektor magnetizace vrací do svého původního stavu. Velikost vektoru \mathbf{M}_0 se vlivem ztrát zmenšila.

- c) V určitém okamžiku (inverzní doba T_1) aplikujeme druhý 90° RF impulz. Tímto se vektor magnetizace \mathbf{M}_0 ($\mathbf{M}_0 = \mathbf{M}_z$) překlápí do roviny xy, kde je následně změřen přijímací cívkou.



Obr. 4.1.3a Chování jader v magnetickém poli po aplikaci RF impulzů, T_1 – časová perioda mezi 180° a 90° RF impulzem při sekvenci IR

Po vícenásobné aplikaci této metody získáváme ve spektrální oblasti mnoho spektrálních čar, které proložením tvoří výslednou křivku.

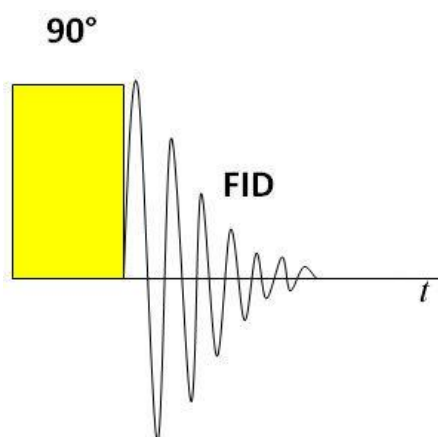


Obr. 4.1.3b Výsledná křivka tvořená proložením všech spektrálních čar vytvořených vícenásobným použitím IR metod

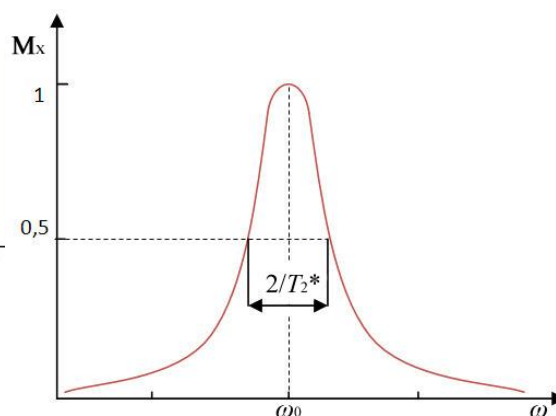
4.1.4 Měření efektivního relaxačního času T_2^*

Relaxace T_2^* určuje čas, za jak dlouho dojde k relaxaci do původního směru vektoru podélné magnetizace \mathbf{M}_0 . Aplikací RF impulzu se vektor magnetizace naklápí ve směru osy y. Po skončení tohoto impulzu dochází k relaxaci. Tuto dobu nám určuje právě čas T_2^* .

Jedním ze způsobů, jak relaxaci T_2^* určit, je aplikace 90° RF impulzu a měření FID signálu. Fourierovou transformací dostáváme spektrum FID signálu. Šířka spektrální laloku v polovině úrovně a vzdálenost mezi inflexními body jsou určeny velikostí relaxační doby T_2^* . (Pokud je pole homogenní $\Delta B \rightarrow 0$, platí $T_2^* = T_2$).



Obr. 4.1.4a Pulzní sekvence



Obr. 4.1.4b Odečtení T_2^* ze spektra

Pomocí následujícího vztahu můžeme vyjádřit relaxační čas T_2^* ze spektrální čáry, jak je vidět na obrázku 4.1.4b.

$$\Delta\omega = \frac{2}{T_2^*} \Rightarrow T_2^* = \frac{1}{\Delta f\pi}, \quad (7)$$

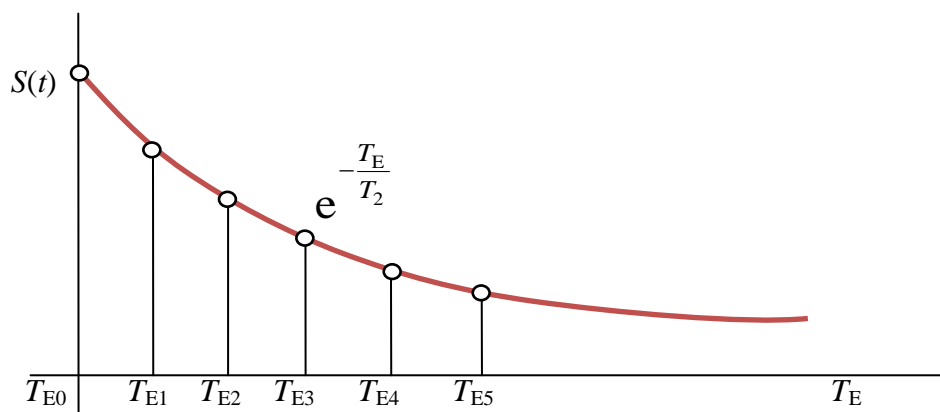
kde

T_2^* je efektivní relaxační čas [s],

$\Delta\omega$ je vymezení šířky spektra ve frekvenční oblasti [$\text{rad}\cdot\text{s}^{-1}$].

4.1.5 Metoda měření relaxačního času T_2

Při měření relaxačního času T_2 využijeme sekvenci spinového echa (viz 3.1 Metoda buzení SE) s tím, že měříme velikost úrovně spinového echo signálu v závislosti na proměnné době T_E . Vícenásobným použitím získáváme spektrální čáry, jejichž proložením získáváme výslednou křivku.



Obr. 4.1.5 Výsledné úrovně echo signálu $S(t)$ v závislosti na promenné době T_E

4.2 Zobrazovací techniky NMR

Pro vytvoření 2D (3D) snímku udávající prostorovou distribuci požadovaného parametru objektu je třeba kódovat pozici. K tomu se využívá závislosti Larmorovy frekvence na magnetické indukci B , kterou můžeme přidáním gradientních magnetických polí v osách x , y , z prostorově modulovat.

G_x – frekvenční kódování

Frekvenční kódování se provádí v ose x použitím gradientu magnetického pole G_x při snímání echo signálu. V závislosti na ose x precedují jednotlivé spiny při působení gradientu s mírně odlišnými frekvencemi. Echo signál je tvořen součtem harmonických signálů o různých frekvencích.

G_y – fázové kódování

Před detekcí signálu aplikujeme gradient různé síly a polarity. Počet pixelů v jedné doméně je závislý na počtu opakování experimentu. Míra rozfázování jednotlivých spinů závisí na poloze a síle gradientu.

G_z – vymezení gradient

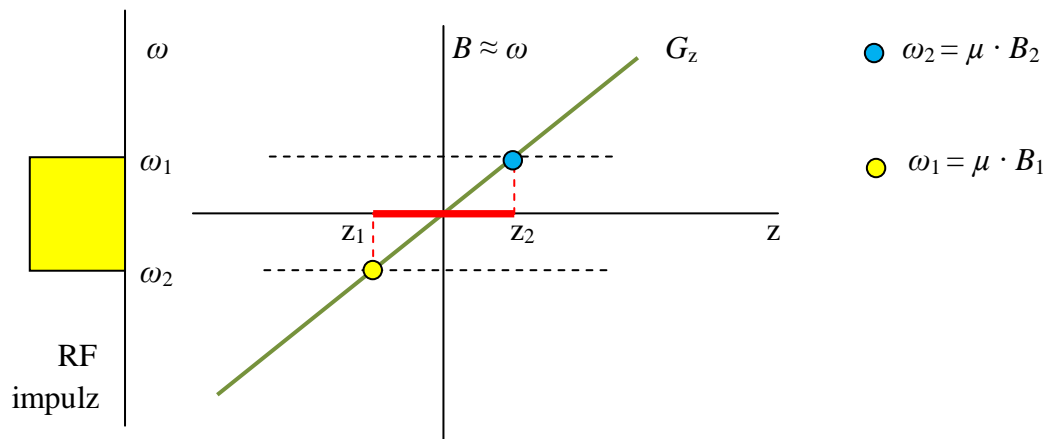
Gradient G_z slouží k vymezení určité vrstvy skenovaného objektu. K vybuzení určitého objemu v tomto poli je zapotřebí odlišné frekvence. Excitovány jsou pouze spiny s odpovídající rezonanční frekvencí.

$$f = (\mathbf{B}_0 + zG_z)\gamma, \quad (8)$$

kde

\mathbf{B}_0 je vektor magnetického pole v místě spinů [T],

G_z aplikovaný gradient v ose z , γ je gyromagnetický poměr spinů.



Obr. 4.2 Vymezení oblasti pomocí gradientu G_z

4.2.1 K-prostor

K-prostor, hojně využívaný od roku 1983, je matice, kde se dočasně ukládají získané digitalizované NMR signály. K-prostor tedy dočasně uchovává nezpracovaná data před rekonstrukcí výsledného obrazu. V matici jsou vodorovně ukládané jednotlivé FID signály obsahující frekvenční kódování, ve sloupcích informace kódované fázově.

K nalezení 2D obrazu se používá 2D Fourierova transformace. Protože technika spinového echa neposkytuje informace o prostorovém rozložení signálu, který potřebujeme k rekonstrukci obrazu, je zapotřebí rozlišit dílčí signály přicházející přicházející ze všech měřených bodů. Tyto trojrozměrné body jsou objemovými jednotkami, které označujeme v analogii s dvourozměrným pixelem voxel. Tyto voxely jsou kódovány po aplikaci excitačního pulzu při nárůstu signálu do fáze a do kmitočtu. "Subsignály" od dílčích voxelů jsou skládány do výsledného obrazu pomocí 2D Fourierovy transformace.

Výsledný obraz je získán aplikováním 2D Fourierovy transformace na všechny dimenze k-prostoru. Fourierova transformace je matematická technika, která převádí signály z časové do frekvenční oblasti. Je dána vztahem:

$$\rho(x, y) = \int dk_x s(k_x, k_y) e^{i2\pi(k_x x, k_y y)} = \int dz \rho(x, y, z), \quad (9)$$

kde $\rho(x, y, z)$ je spinová hustota v MR obrazu.

Kmitočtové a fázové kódování probíhá pomocí gradientních impulzů. Intenzita gradientního pole je závislá na dvou faktorech. Prvním z nich je FOV (field of view), neboli pole působnosti ve směru kmitočtového kódovacího gradientu udávána v řádu mm až cm. Druhým faktorem je šířka kmitočtového pásma zvoleného vzorku. Jedná se o rozsah kmitočtů, na kterých zvolená část vzorku rezonuje. Šířka kmitočtového pásma se značí BW (receiver bandwidth). Vzájemný vztah těchto parametrů udává sílu gradientního pole:

$$\gamma G_t = \frac{BW}{FOV_t}, \quad (10)$$

kde

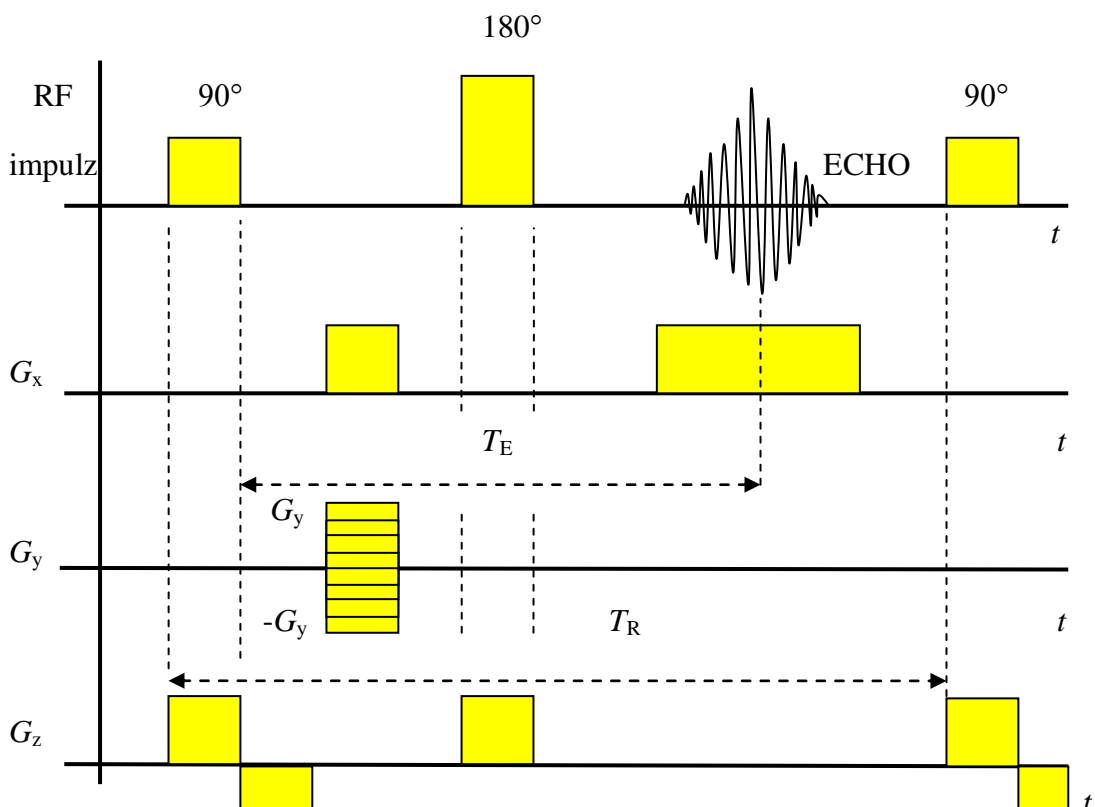
BW je šířka kmitočtového pásma [Hz],
FOV – pole působnosti [mm].

Velikost pixel ve směru gradientního pole (x) je dána vztahem:

$$\Delta x = \frac{2\pi}{\gamma G_x \cdot T_x}, \quad (11)$$

kde T_x [s] udává dobu potřebnou k získání vzorku pomocí techniky spinového echa.

4.2.2 Metoda spinového echa



Obr. 4.2.2 Zobrazovací sekvence metody SE

Vymezovací gradient (G_z) je aplikován současně s 90° RF impulzem. Po uplynutí doby $T_E/2$ je současně se 180° RF impulzem gradient opět aplikován.

Frekvenčně kódovací gradient (G_x) je aplikován v běhu sekvence po 180° RF impulzu, čímž zaznamenáváme echo signál. FID, který následuje po každém 90° impulzu

zůstává nevyužitý. Další přídatný gradient je aplikován mezi 90° a 180° RF impulzy. Tento gradient je použit se stejnou polaritou jako frekvenčně kódovací gradient. Rozfázované spiny jsou uprostřed naměřeného echa opět zřazovány.

Fázově kódovací gradient (G_y) je aplikován mezi 90° a 180° RF impulzy. Počet kroků tohoto gradientu je mezi 128 až 256 kroků. Fázově kódovací gradient může být aplikován i po 180° RF impulzu, nicméně pro minimalizaci T_E periody se tak neaplikuje.

Po uplynutí času T_R se sekvence periodicky opakuje dokud nejsou zaznamenány všechny fázově kódovací kroky. Intenzita signálu je dána vztahem:

$$S = \rho \cdot \left(1 - e^{-\frac{T_R}{T_1}}\right) \cdot e^{-\frac{T_E}{T_2}}, \quad (12)$$

kde

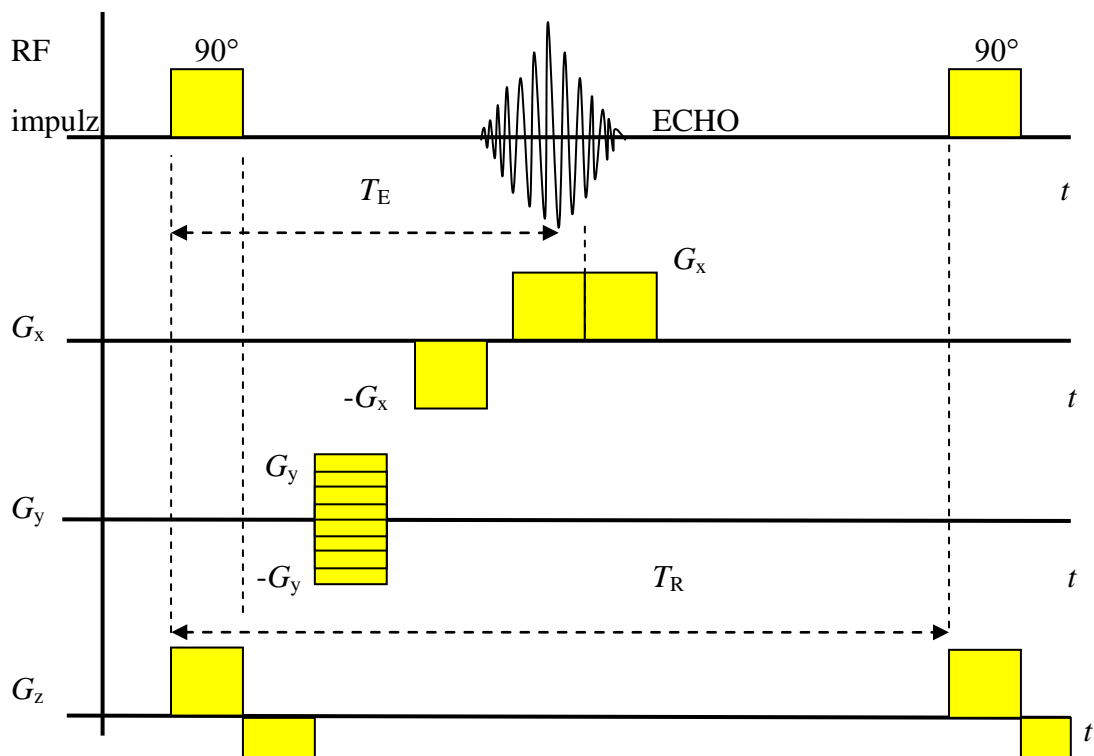
S odpovídá intenzitě signálu,

ρ – hustota spinů,

T_R – perioda opakování [s],

T_E – čas mezi 90° pulzem a čtením [s].

4.2.3 Metoda gradientního echa



Obr. 4.2.3 Zobrazovací sekvence metody GE

Při zobrazování pomocí metody gradientního echa je vymežovací gradient (G_z) aplikován současně s 90° RF signálem. Jako další je použit frekvenčně kódovací gradient (G_y), který se mění v rozmezí 128 až 256 kroků.

Rozfázovací frekvenční gradient (G_x) je použit ve stejném čase jako fázově kódovací gradient (G_y) tak, aby oba gradienty byly ve fázi. Echo signál vzniká, pokud je zapnut frekvenčně kódovací gradient, který opět zřazuje rozfázované spiny. Bez aplikování opačného gradientu by Echo signál nevznikl.

Perioda času (T_E) je definována jako čas od začátku RF impulzu po maximum v signálu. Po uplynutí času T_R se sekvence periodicky opakuje.

Intenzita signálu je dána vztahem:

$$S = \rho \cdot \left(1 - e^{-\frac{T_R}{T_1}}\right) \cdot e^{-\frac{T_E}{T_2^*}}, \quad (13)$$

kde

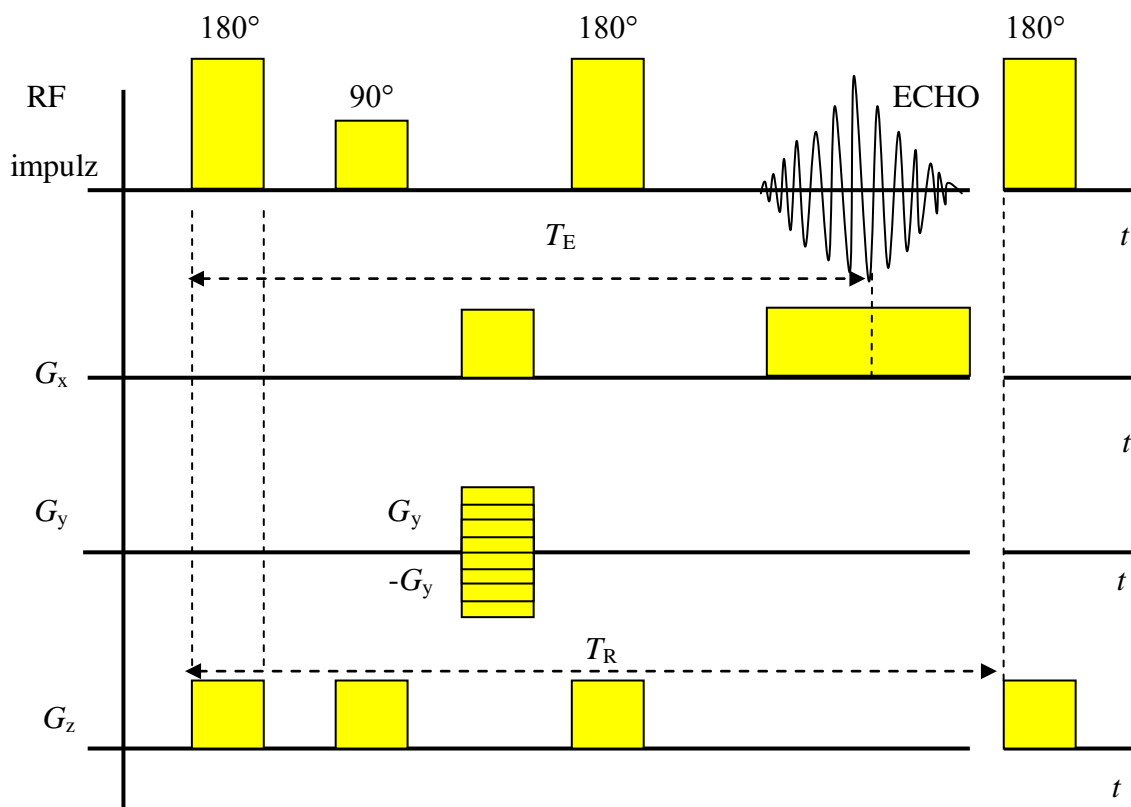
S odpovídá intenzitě signálu,

ρ – hustota spinů,

T_R – perioda opakování [s],

T_E – čas mezi 90° pulzem a čtením [s].

4.2.4 Metoda Inversion Recovery



Obr. 4.2.4 Zobrazovací sekvence metody IR

Výhodou metody Inversion Recovery je, že umožňuje díky T_1 nulování jedné složky signálu. Intenzita signálu je nulová když $T_1 = T_1 \ln 2$. Metoda IR využívá pro detekci spin echo sekvenci s pořadím RF impulzů $180^\circ - 90^\circ - 180^\circ$. Metoda IR využívající pro detekci sekvenci gradientního echa je podobná s výjimkou, že sekvence gradientního echa je nahrazena částí sekvence spinového echa.

Současně se 180° RF impulsem je aplikován vymežovací gradient G_z . Uplynulá časová perioda se rovná času T_1 .

Další aplikovaná sekvence je již stejná jako u metody spinového echa. Tato část sekvence zaznamenává signál za uplynulý čas T_1 po prvním 180° impulzu. RF impulzy jsou aplikovány současně s vymežovacím gradientem.

Mezi 90° a 180° RF impulzem je aplikován fázově kódovací gradient (G_y), jehož fáze je proměnlivá ve 128 nebo 256 krocích. Fázově kódovací gradient nemůže být použit po 180° RF impulzu, protože tam není transversální magnetizace fázově kódována.

Frekvenčně kódovací gradient (G_z) je aplikován po 180° RF impulzu během doby, kdy je zaznamenáván echo signál.

FID signál po aplikaci 90° impulzu není používán. Po uplynutí času T_R se sekvence periodicky opakuje. Intenzita signálu pro jedno opakování je dána vztahem:

$$S = \rho(1 - 2e^{-\frac{T_1}{T_1}}), \quad (14)$$

Intenzita signálu pro mnohonásobné opakování:

$$S = \rho \cdot (1 - 2e^{-\frac{T_1}{T_1}} + e^{-\frac{T_R}{T_1}}), \quad (15)$$

kde

S odpovídá intenzitě signálu,

ρ – hustota spinů,

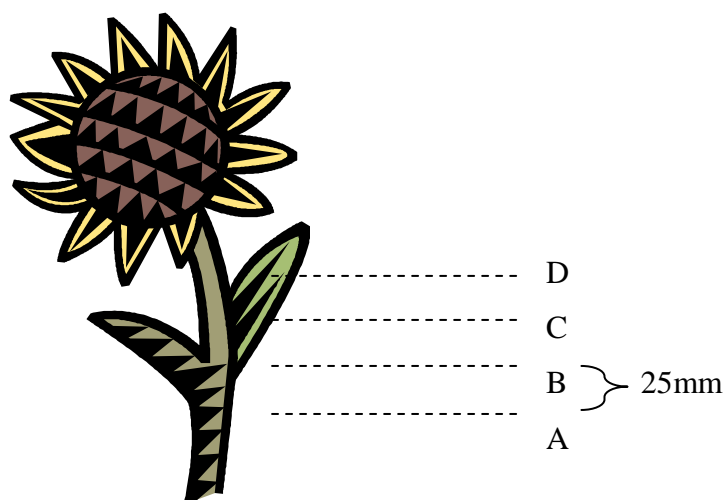
T_R – perioda opakování [s],

T_1 – čas mezi oběma pulzy [s].

5. Experimentální část

Pro transport látek ve stoncích rostlin jsme použili zobrazování na principu nukleární magnetické rezonance. Byly měřeny MR obrazy kolmé na osu stonku rostliny v různých výškách od kořenů. Intenzita v MR obrazech je úměrná počtu protonových jader ve stonku, relaxačnímu času T_2 a difúznímu koeficientu. Výsledkem měření je stanovení vodivých kanálů v rostlině a stanovení její morfologie. Další kontrasty odpovídají chemickým vazbám ve výživných látkách, viskozitě látek a pohyblivosti molekul obecně.

NMR obrazy byly snímány technikou spinového echa na NMR systému 4,7 T/ 75 mm (200 MHz) v ÚPT AV ČR v.v.i. v Brně. Obrazy mají 256x256 pixelů a velikost pracovního prostoru je 26 x 26 mm. Rozlišení je 0,1 mm/pixel.

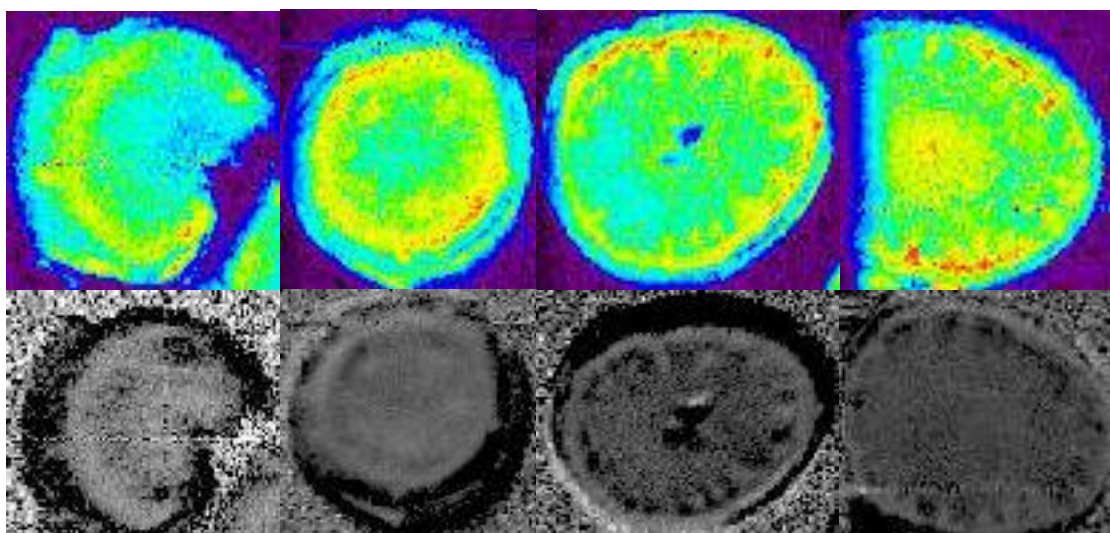


Obr. 5 Znárodnění výšky řezu na rostlině, odkud byly pořizovány snímky

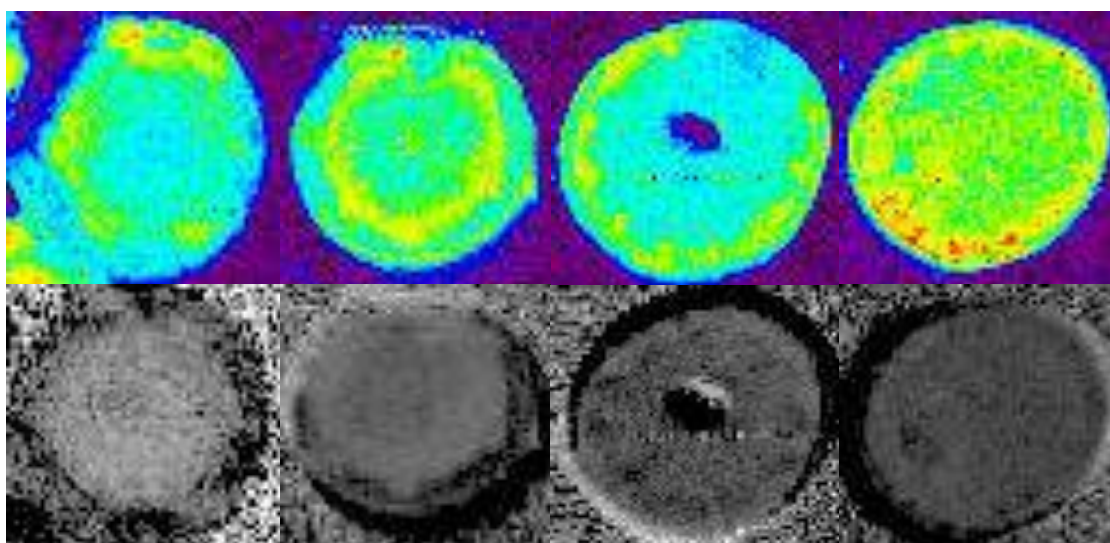
Na obrázku 5.1a) – 5.1c) lze vidět průřez tří různých stonků slunečnice ve výšce 25 mm od kořene rostliny s krokem 25 mm. Naměřené snímky jsou váhované pomocí relaxačního času T_1 a T_2 .

Barva na snímcích odpovídá intenzitě v obraze a je úměrná počtu protonových jader v daném místě stonku rostliny. V obrázcích jsou vidět místa vodivých svazků a případné vzduchové otvory uvnitř stonků. Relaxace v řezu stonkem mají nevýrazné změny.

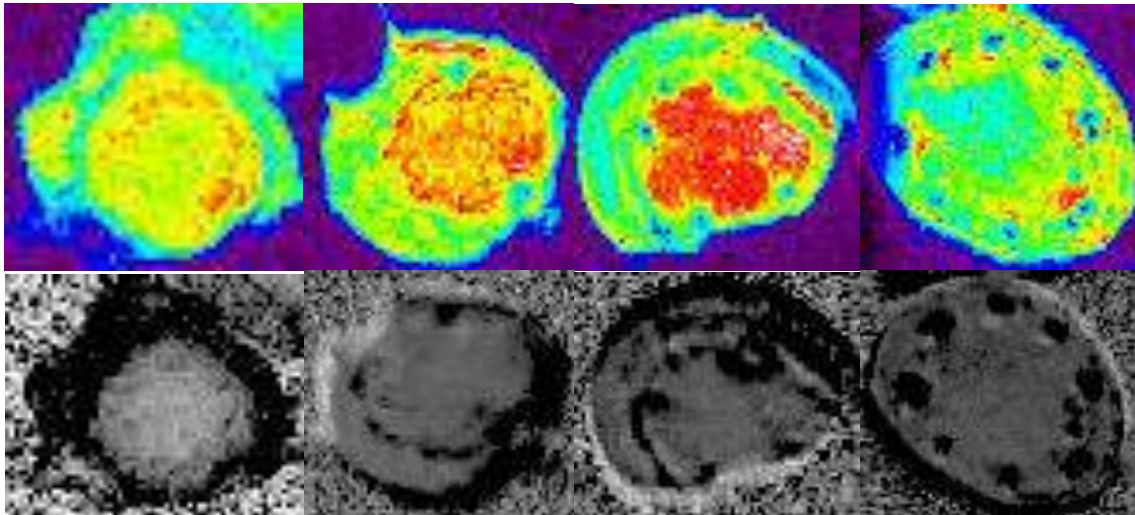
Snímky jsou řazené dle prováděné výšky řezu A - D zleva doprava. Na obrázku 5.1a) – 5.1c) jsou kontrastní snímky váhované pomocí relaxačního času T_1 , šedotónové snímky byly váhovány relaxačním časem T_2 .



Obr. 5.1a) Znáznornění vodivých svazků v průřezích prvního stonku slunečnice váhováním T_1 a T_2

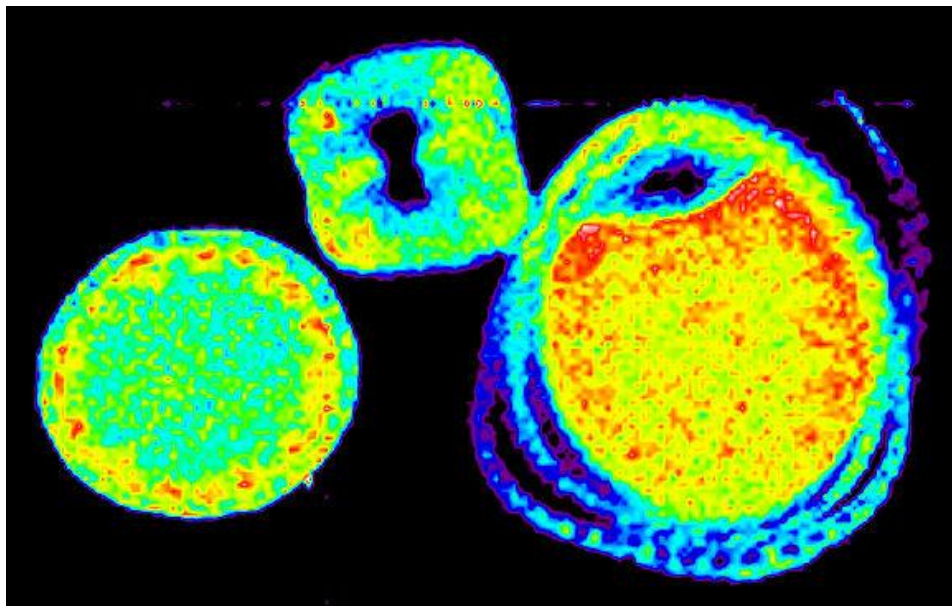


Obr. 5.1b) Znáznornění vodivých svazků v průřezích druhého stonku slunečnice váhováním T_1 a T_2



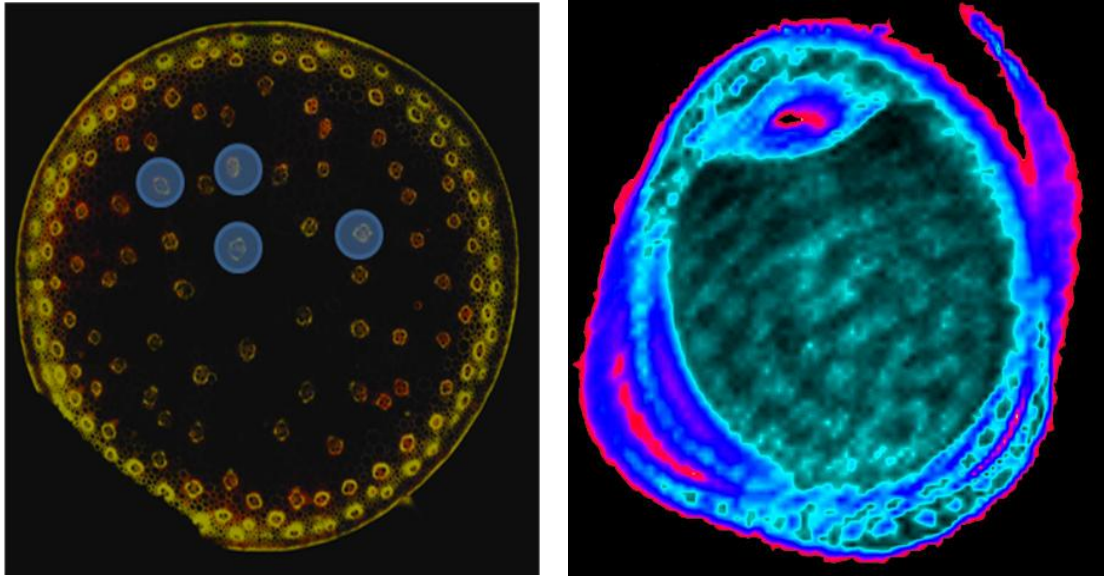
Obr. 5.1c) Znárodnění vodivých svazků v průřezích třetího stonku slunečnice váhováním T_1 a T_2

Na následujícím obrázku je vidět odlišnost hustoty protonových jader ve slunečnici (vlevo), v okurce (uprostřed) a v kukuřici (vpravo). Největší intenzitu v obraze má kukuřice, tedy i největší hustotu protonů. Vyšší intenzita obrazu představuje vyšší relaxační čas T_1 .



Obr. 5.2 Porovnání hustoty protonových jader v různých stoncích rostlin

Na následujících snímcích je možné porovnat získané obrazy stonků rostlin pomocí mikroskopu (vlevo) a pomocí metody spinového echa (vpravo). Vyznačená místa na snímcích pořízené mikroskopem (vlevo) představují cévní svazky ve stonku slunečnice. Užitím metody SE jsou viditelná tmavá místa, která naznačují vyšší obsah vody, tedy i přítomnost cévních pletiv.

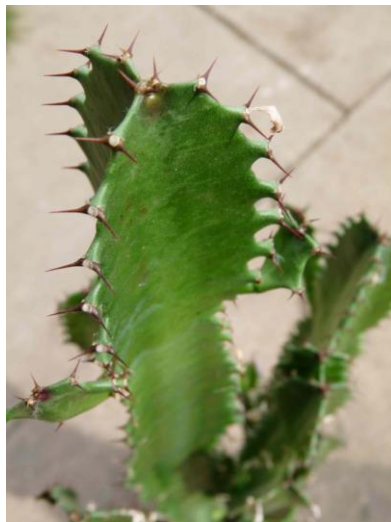


Obr. 5.3 Porovnání snímků stonků rostlin pořízené mikroskopem a metodou SE

6. Měření parametrů kanálů metodami NMR

Praktická část je zaměřená na snímání obrazů zvolené rostliny (Euphorbie) a následném vyhodnocení měření. NMR obrazy byly snímány technikou spinového echa a IR metodou na NMR systému 4,7 T/ 75 mm (200 MHz) v ÚPT AV ČR v.v.i. v Brně. Obrazy mají 256x256 pixelů a velikost pracovního prostoru je 26 x 26 mm. Rozlišení je 0,1 mm/pixel. Snímané obrazy jsou váhované relaxačním časem T_1 a T_2 . Vyhodnocení pořízených snímků je provedeno programem MAREVISI. Dále je určeno, která z těchto použitých metod je optimální pro pořizování a studii transportu látek ve stoncích rostlin.

Na následujícím snímku je znázorněna Euphorbie, z které byly pořizovány a vyhodnocovány snímané obrazy.



Obr. 6 Kaktus *Euphorbia*

6.1 Vyhodnocení relaxačního času T_1

Po načtení všech snímků v programu Marevisi váhovanými časem T_1 se provede Fourierova transformace. Dále je potřeba vytvořit soubor s příponou .par, který obsahuje relaxační časy jednotlivých obrazů. Relaxační časy snímků pro vyhodnocení T_1 jsou 21ms, 40ms, 60ms, 80ms a 100ms. Vytvořený soubor param.par s parametry vypadá takto:

```
dirName=param
domain=time
t=21 40 60 80 100
```

Takto vytvořený soubor načteme (FILE-add parameters). Pro váhování relaxačním časem T_1 vybereme možnost Analysis-Fitting 1D, kde vybereme možnost:

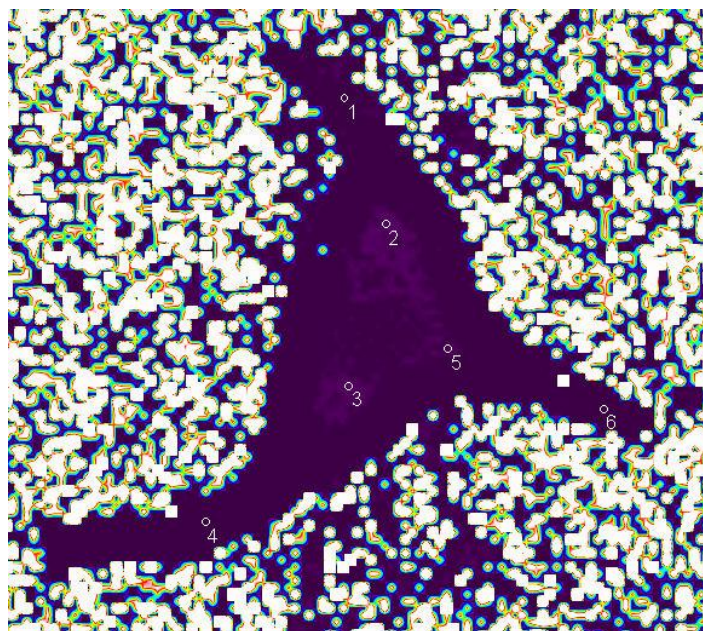
$$y = \rho(1 - 2e^{-\frac{T_E}{T_1}}), \quad (16)$$

kde

ρ – hustota spinů,

T_E [s] odpovídá relaxačnímu času pořízeného snímku, tedy i času t ve vytvořeném souboru param.par.

Na výsledném snímku (obr. 6.1) jsou zvoleny body, přičemž každému z nich náleží jeden relaxační čas. Na snímku vidíme, že v bodech 1, 4, 6 nejsou viditelná žádná cévní pletiva, tomu odpovídá i naměřený nulový relaxační čas. Vyhodnocení snímku je provedeno v tab.1.



Obr. 6.1 Snímek Euphorbie váhovaný relaxačním časem T_1

Tab. 1: Tabulka relaxačních časů měřeného vzorku Euphorbie váhováním T_1 (viz obr. 6.1):

Bod	Relaxační čas T_1 [ms]
1	0
2	39,212
3	62,506
4	0
5	20,269
6	0

6.2 Vyhodnocení relaxačního času T_2

Pro zjištění výsledného obrazu váhovaného relaxačním časem T_2 se postupuje stejným způsobem jako při váhování pomocí T_1 . Po načtení všech snímků s relaxačními časy 21ms, 50ms, 100ms, 500ms, 1500ms váhovanými časem T_2 a provedením Fourierovy transformace se opět načte vytvořený soubor param.par, který vypadá takto:

```
dirName=param
domain=time
t=21 50 100 500 1500
```

Pro váhování relaxačním časem T_2 vybereme možnost Analysis-Fitting 1D, kde vybereme možnost:

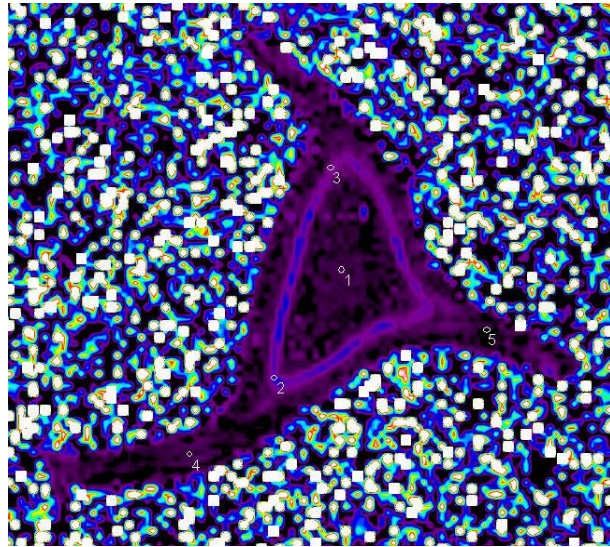
$$y = \rho e^{\frac{-T_1}{T_2}}, \quad (17)$$

kde

ρ – hustota spinů,

T_1 [s] odpovídá relaxačnímu času pořízeného snímku, tedy i času t ve vytvořeném souboru param.par.

Na pořízeném snímku je viditelné uspořádání cévních struktur zobrazených váhováním relaxačního času T_2 . V koncečních rostliny, tady v bodech 4, 5 lze pozorovat řidší uspořádání cévní struktury rostliny, tomu odpovídají i kratší relaxační časy. Ve zvolených bodech 2, 3 je viditelné velmi husté propletení cévních svazků, čemuž odpovídá vyšší koncentrace vody v těchto místech. V těchto místech proto byly naměřeny odpovídající delší relaxační časy.



Obr. 6.2 Snímek Euphorbie váhovaný relaxačním časem T_2

Tab. 2: Tabulka relaxačních časů měřeného vzorku Euphorbie váhováním T_2 (viz obr. 6.2):

Bod	Relaxační čas T_2 [ms]
1	25,285
2	72,783
3	49,034
4	21,126
5	9,926

7. Závěr

Výhodou NMR tomografie je kromě jiných aplikací nedestruktivní sledování morfologie rostlin a možnost sledování změn během růstu. Současně NMR měření umožňuje sledování chemických změn v rostlinách s využitím metod měření relaxačních časů. Práce byly prováděny ve spolupráci s Mendelovou zemědělskou a lesnickou univerzitou v Brně a budou nadále pokračovat.

V práci jsou popsány základní NMR metody měření a uvedeny změřené NMR obrazy na vybraných vzorcích rostlin.

Bakalářská práce byla zaměřena na praktické pořizování obrazů stonků rostlin na Ústavu přístrojové techniky AVČR v Brně. Výsledkem je srovnání pořizovaných obrazů zmíněnými metodami a bude navržen optimální postup pro využití NMR tomografu k vyhodnocení cévních svazků ve stoncích rostlin.

K měření a vyhodnocování parametrů byla v bakalářské práci použita Euphorbie. Část této rostliny byla umístěna do pracovního prostoru tomografu. Měření probíhalo pomocí metod IR pro T_1 a spinového echa pro T_2 . Výsledkem měření byly snímky, které musí být dále pro zjištění cévních struktur rostliny zpracovány programem Marevisi.

Pro další vyhodnocování snímků programem Marevisi se musely tyto snímky nejprve načíst FILE → NEW → mD-image. Pro vyhodnocování obrazů váhovaných pomocí T_1 vybereme všechny snímky pořizené metodou IR, při váhování pomocí T_2 vybíráme snímky pořizené sekvencí spinového echa. Dále je nutné provést Fourierovu transformaci pro převedení snímků z časové do frekvenční oblasti PROCESSING → FT reconstruction → OK. Dalším krokem je vytvoření souborů s parametry nasnímaných obrazů (viz 6.1). Vytvořený soubor param.par dále načteme FILE → ADD parameters. Takto jsou již snímky připraveny pro vyhodnocení. Pro váhování časem T_1 vybereme možnost ANALYSIS → Fitting 1D → $y = A(1-2*\exp(-t/T_1))$, pro váhování časem T_2 $y = A*\exp(-t/T_2)$. Výsledkem je konečný snímek, který je ale dále potřeba barevně upravit pomocí palety nástrojů. Z takto upravených snímků již lze zjistit relaxační časy v dané rostlině. Pro porovnání časů v různých místech rostliny bylo vybráno více míst zájmů pomocí funkce ROI.

Výsledkem je vyhodnocení relaxačních časů váhovaných pomocí T_1 a T_2 ve zvolených bodech zájmu. Vyšší relaxační čas odpovídá větší hustotě cévních pletiv, tedy i vyšší přítomnosti vody v rostlině. Relaxační časy byly zpracovány do následujících tabulek.

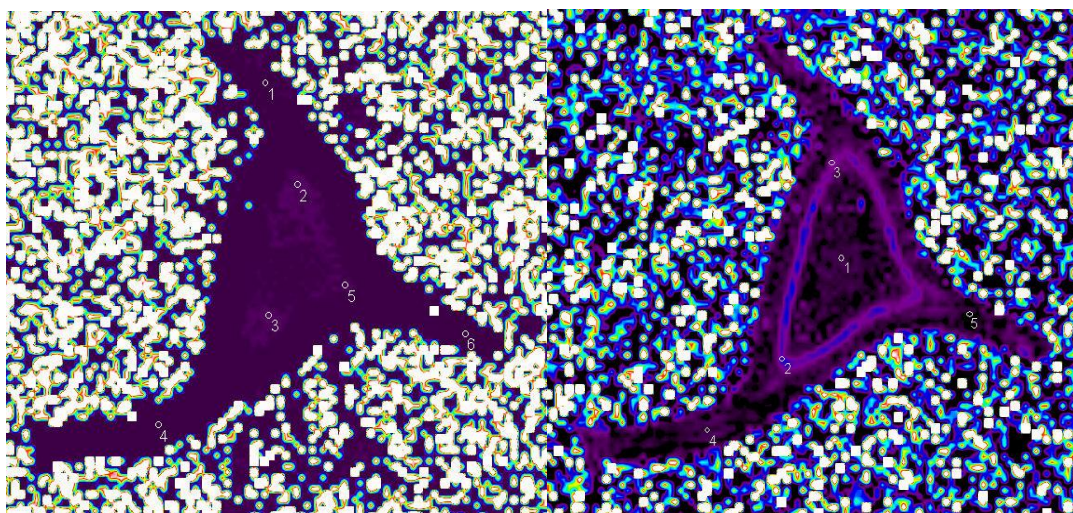
Tab. 3: Tabulky naměřených relaxačních časů váhovaných pomocí T_1 a T_2 .

Bod	Relaxační čas T_1 [ms]
1	0
2	39,212
3	62,506
4	0
5	20,269
6	0

Bod	Relaxační čas T_2 [ms]
1	25,285
2	72,783
3	49,034
4	21,126
5	9,926

Na následujících snímcích lze porovnat snímky pořízené váhováním časů T_1 a T_2 . Na snímku váhovaném časem T_1 (snímek vlevo) lze ve zvolených bodech zájmu 2, 3, 5 pozorovat přítomnost cévních pletiv, tomu také odpovídá vyšší naměřený relaxační čas. V bodech 1, 4, 6 nejsou patrné žádné cévní svazky, relaxační čas je tedy roven 0. Rostlina má ovšem cévní pletiva v celém svém objemu, proto by i v těchto bodech měla být naměřena alespoň minimální hodnota relaxačního času, což lze pozorovat na snímku pořízeném váhováním relaxačního času T_2 . Na snímku váhovaném časem T_2 (snímek vpravo) lze v porovnání s předchozím snímkem pozorovat přítomnost cévních pletiv i v konečcích rostliny. Ve zvolených bodech 2 a 3 je vidět nejvíce cévních pletiv, tedy i nejvyšší koncentrace vody v rostlině, relaxační časy jsou tedy v těchto místech nejdelší. Cévní svazky jsou pozorovatelné i v konečcích rostliny, ovšem ne v takové koncentraci jako v samotném středu rostliny, tomu odpovídá i kratší relaxační čas.

Z následujících snímků lze vidět, že nejlepších výsledků se dosáhlo při váhování času T_2 . Na snímcích lze detailněji pozorovat přítomnost cévních struktur a přítomnost vody oproti váhování času T_1 . Snímky váhované časem T_2 byly pořízené metodou Spinového echa a lze tedy říci, že tato metoda je pro pozorování cévních struktur optimální.



Obr. 7 Porovnání výsledných snímků pořízených váhováním relaxačního času T_1 (snímek vlevo) a relaxačním časem T_2 (snímek vpravo).

Literatura

- [1] Magnetická rezonance, Wikipedie, on-line článek. [cit. 2009-11-20]. Dostupné z WWW: <http://cs.wikipedia.org/wiki/Magnetická_rezonance>.
- [2] HRABAL, R. Vznik NMR signálu a jeho zpracování, základní pulsní sekvence. [online]. 2009, [cit. 2010-04-18]. Dostupný z WWW: <<http://www.vscht.cz/nmr/predmet/lekce/NMR-lekce2.pdf>>.
- [3] BARTUŠEK, K., GESCHEIDTOVÁ, E., Kompenzace vlivu statického magnetického pole při MR měření difúze. [online]. 2008, [cit. 2010-04-24]. Dostupný z WWW: <<http://elektrorevue.cz/cz/clanky/kybernetika--automatizace--merici-technika/0/kompenzace-vlivu-statickeho-magnetickeho-pole-pri-mr-mereni-difuze/>>.
- [4] BARTUŠEK, K., SMĚKAL, Z. Processing of MR images weighted by relaxation time T2 to increase their resolution. In Measurement 2005. Slovensko - Smolenice, Institute of Measurement Science SAS. 2005. s. 169 - 173. ISBN 80-967402-8-8.
- [5] Zobrazování pomocí MR (MRI). Výzkumná skupina při LF MU v Brně, [cit. 2010-04-30]. Dostupné z WWW: <http://fmri.mchmi.com/main_index.php?strana=14>.
- [6] HORNAK, J., P. The Basics of MRI. [online]. 1996, [cit. 2010-05-02]. Dostupný z WWW: <<http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/inside.htm>>.
- [7] BIDMAN, P., BARTUŠEK, K., Mapování indukce magnetického pole v okolí malých cívkových aplikátorů metodou magnetické rezonance. [online]. 2007, [cit. 2010-05-06]. Dostupný z WWW: <<http://elektrorevue.cz/cz/clanky/energetika--vykonova-elektronika--elektrotechnologie/0/mapovani-indukce-magnetickeho-pole-v-okoli-malych-civkovych-aplikatoru-metodou-magneticke-rezonance/>>.
- [8] KYBIC, J., HORNAK, J., BOCK, M., HOZMAN, J. Magnetická rezonance 2. [online]. 2008, [cit. 2010-05-13]. Dostupné z WWW: <<http://cmp.felk.cvut.cz/cmp/courses/ZSL2/slidy/mri2.pdf>>.
- [9] DRASTICH, A. Medical Imaging Systems (X-Ray Computed Tomography and Magnetic Resonance Imaging). První vydání. Brno. VUT v Brně, Fakulta elektrotechniky a informatiky, Ústav biomedicínského inženýrství, 2000. 126 s. ISBN 80-214-1666-1.

Seznam použitých symbolů

$\boldsymbol{\mu}$	– vektor magnetického momentu	[A.m ⁻²]
γ	– gyromagnetický poměr jádra	[rad/(s·T)]
\mathbf{p}	– úhlový moment hybnosti	[kg.m ² .s ⁻¹]
ω_0	– úhlový kmitočet	[rad.s ⁻¹]
\mathbf{B}_0	– vektor magnetického pole	[T]
\mathbf{M}	– makroskopický vektor magnetizace	[A/m]
N_s	– počet spinů v systému	[-]
B_0	– indukce vnějšího magnetického pole	[T]
$\boldsymbol{\mu}_n$	– vektor magnetického momentu n -tého spinu	[A.m ⁻²]
T_1	– spin-mřížkový relaxační čas	[s]
T_2	– spin-spinový relaxační čas	[s]
T_2^*	– transverzální relaxační čas	[s]
τ	– časová proměnná	[s]
$\rho(\omega)$	– spektrální spinová hustota	[-]
T_E	– časová proměnná	[s]
T_I	– časová proměnná	[s]
π	– Ludolfovo číslo	[-]
T_R	– časová proměnná	[s]
BW	– šířka kmitočtového pásma	[Hz]
FOV	– pole působnosti	[mm]