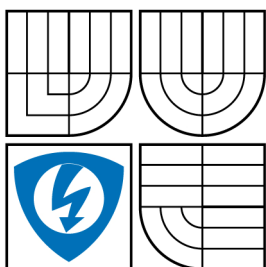


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV RADIOELEKTRONIKY

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF RADIO ELECTRONICS

MĚŘENÍ POVRCHU JEHLIC JEHLIČNANŮ TECHNIKAMI MR TOMOGRAFIE

MEASUREMENT OF CONIFERS NEEDLES SURFACE BY MR
TOMOGRAPHY

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

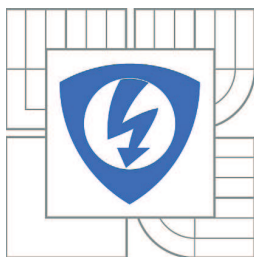
ROMAN HLADÍK

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. JAN MIKULKA

BRNO, 2010



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav radioelektroniky

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor
Elektronika a sdělovací technika

Student: Roman Hladík

ID: 111046

Ročník: 3

Akademický rok: 2009/2010

NÁZEV TÉMATU:

Měření povrchu jehlic jehličnanů technikami MR tomografie

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Seznamte se s principem nukleární magnetické rezonance a technikami pro měření objektů malých rozměrů. Vyberte vhodnou techniku pro stanovení povrchu jehlic, navrhnete uspořádání měření a provedte experimentální měření vybraných vzorků. Provedte vyhodnocení.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] YAN, H. Signal Processing for Magnetic Resonance Imaging and Spectroscopy. New York: Marcel Dekker, Inc., 2002.

[2] RUSS, J.C. The image processing. CRC Press, 2007.

Termín zadání: 8.2.2010

Termín odevzdání: 28.5.2010

Vedoucí práce: Ing. Jan Mikulka

prof. Dr. Ing. Zbyněk Raida

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 části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

ABSTRAKT

V této bakalářské práci se pojednává o tomografii na principu magnetické resonance a vyhodnocení nasnímaných obrázků jehlic jehličnanů. Nejprve jsou popsány fyzikální základy magnetické resonance a metody snímání objektů. Další část se věnuje grafickému předzpracování, sestávajícího se z potlačení šumu a segmentace obrazu. Dále je rozebrán návrh a popis aplikace na vyhodnocení povrchu jehlic. V poslední části se nachází výsledky z experimentálního měření několika vzorků. Přiložené dokumenty obsahují zdrojové kódy v jazyce Matlab.

KLÍČOVÁ SLOVA

Magnetická resonance, tomografie, filtrace obrazu, segmentace, Matlab.

ABSTRACT

This bachelor thesis deals with the tomography based on magnetic resonance and evaluation of scanned images of conifers needles. At first, it is described the physical basis and methods of magnetic resonance scanning of objects. Another part is devoted to graphical preprocessing, which consist of noise suppression and image segmentation. After that there are described the design and algorithm for parameter estimation implemented to the application. The first experimental measurements were lightly discussed and evaluated in the last part of the work. In the last part there are discussed results of the experimental measurement. The attached documents contain the source code in Matlab language.

KEYWORDS

Magnetic resonance, tomography, filtering, segmentation, Matlab.

HLADÍK, R. *Měření povrchu jehlic jehličnanů technikami MR tomografie*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav radioelektroniky, 2010. 40 s., 3 s. příloh. Bakalářská práce. Vedoucí práce: Ing. Jan Mikulka

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Měření povrchu jehlic jehličnanů technikami MR tomografie 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/nebo majetkových a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 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

Seznam obrázků	viii
Seznam tabulek	ix
Úvod	1
1 Fyzikální princip jevu MR	2
1.1 Nukleární magnetický moment.....	2
1.2 Modely popisu mechanismu MR.....	2
1.2.1 Kvantový model.....	3
1.2.2 Makroskopický fyzikální model – Blochova interpretace.....	4
1.3 Relaxační mechanismy MR.....	5
1.3.1 Spin-mřížková interakce.....	6
1.3.2 Spin-spinová interakce.....	6
2 Techniky měření a rekonstrukce	8
2.1 FID a echo.....	8
2.2 Základní techniky měření	9
2.2.1 SR/STE metoda.....	10
2.2.2 SE metoda	10
2.2.3 IR metoda.....	11
2.2.4 Gradientní metoda.....	12
2.3 2D FT rekonstrukční metoda	13
3 Počítačové zpracování	14
3.1 Filtrace snímku	14
3.1.1 Průměrování.....	14
3.1.2 Průměrování s omezením změn jasů	15
3.1.3 Mediánový filtr	15
3.1.4 Rotující maska	15
3.2 Zvýraznění hran	15
3.2.1 Sobelův operátor	16
3.2.2 Laplaceův operátor	16

3.3	Segmentace	17
3.3.1	Segmentace prahováním	17
3.3.2	Lokální prahování	18
3.3.3	Houghova transformace	18
4	Snímky jehlic	19
5	Vývoj a popis aplikace	21
5.1	Požadavky na aplikaci	21
5.2	Návrh algoritmu	21
5.3	Popis aplikace	25
6	Výsledky měření jehlic	29
7	Závěr	33
	Použité zdroje	34
	Seznam symbolů, veličin a zkratk	35
	Seznam příloh	37

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1.1: Magnetický moment a moment hybnosti spinu. (převzato z [2]).....	2
Obr. 1.2: Precesní pohyb (převzato z [2]).....	3
Obr. 2.1: Průběh FID signálu.....	9
Obr. 2.2: Znázornění principu zfázování vektorů (převzato z [2]).....	11
Obr. 2.3: Znázornění principu zfázování vektorů (převzato z [2]).....	12
Obr 3.1: Princip rotující masky.....	15
Obr. 4.1: Aplikace Marevisi	20
Obr. 5.1: Výstupní matice funkce contour.....	22
Obr. 5.2: Ukázka aplikace filtru na snímku jehlice (původní, rotující maska, mediánový filtr).	22
Obr. 5.3: Snímky jehlic s chybnými řádky a sloupci.....	23
Obr. 5.4: Opravení chybného řádku.....	23
Obr. 5.5: Rozdíl mezi neostřeným a ostřeným snímkem s maskou H_1 a H_2 při stejné prahové intenzitě.	24
Obr. 5.6: Blokové schéma algoritmu měření.....	25
Obr. 5.7: Aplikace pro vyhodnocení snímků z MR tomografu	26
Obr. 6.1: Závislost obvodu jehlic 1 - 4 na době strávené ve vodě.....	29
Obr. 6.2: Závislost obvodu jehlic 5 - 7 na době strávené ve vodě.....	30
Obr. 6.3: Závislost obvodu jehlic na době strávené na mrazu.....	31

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1: Závislost obvodu jehlic na době strávené ve vodě a ve vodě po předchozím zmrazení.....	31
Tabulka 2: Závislost povrchu jehlic na době strávené ve vodě a ve vodě po předchozím zmrazení.....	32

ÚVOD

Pojem magnetická rezonance (MR) se v poslední době spojuje nejvíce s medicínskou technikou, díky svému velkému uplatnění v tomto oboru. Oproti jiným tomografickým technikám, u zobrazovací techniky pomocí MR (MRI) zatím nebyly prokázány negativní účinky na lidské tělo. Avšak u nových přístrojů s vysokou intenzitou magnetického pole (až do 20T) se již nějaké komplikace vyskytují např. závratě. Díky technologii MRI je možné vytvořit více snímků s rozlišnými parametry, které jsou klíčové pro výslednou modulaci přijímaného signálu. Navíc lze i tyto parametry kombinovat a díky své podstatě dokážou tedy vystihnout nejen fyzikální, ale i chemické vlastnosti snímání scény. MR tomografie je tedy obdobným zobrazovacím zařízením jako rentgenové systémy, ale má oproti nim výhody. Díky dobrému kontrastu obrazu je možné tento systém využít i pro měření metrických veličin s menšími chybami.

Z názvu plyne, že se bakalářská práce bude zabývat měřením jehlic jehličnanů. Nyní se měření provádí pomocí řezu jehlicí precizním nožem, a zjištění obvodu přes fotoaparát připevněný na hledí mikroskopu. Tato metoda však nedokázala určit nasáklivost jehlic vodou, kvůli její destruktivní povaze. Měřením pomocí MRI je nedestruktivní a charakteristiku nasáklivosti v čase je tedy možné změřit. Nastávají však jiné problémy díky podstatně složitější technice snímání (šum, rozmazání, nelinearita), které se vyskytují samozřejmě u obou metod, ale u MRI v mnohem větší míře.

Tato práce využívá vývojového prostředí Matlab. Funkce v knihovně pro zpracování obrazu poskytují dobrou oporu problematice měření objektů malých rozměrů, kdy rozměry objektu dosahují několika desítek pixelů. Řeší se aplikace s grafickým rozhraní schopná počítat povrch nasnímaného objektu MR tomografem. Pomocí této aplikace se bude počítat obvod a povrch jehlic. Následně se vyhodnotí charakteristiky změny obvodu a to na době strávené ve vodě a po několikadenním zmražení jehlic.

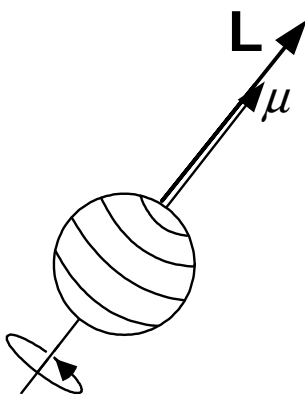
1 FYZIKÁLNÍ PRINCIP JEVU MR

1.1 Nukleární magnetický moment

Samotný pohyb elektricky nabitých částic vytváří kolem sebe magnetické pole, proto i jádro atomu rotující kolem své vlastní osy (spin) vytváří magnetické pole a tvoří dipól (chová se jako magnet). Takové jádro má moment hybnosti $\mathbf{L}$, které definuje magnetický moment $\boldsymbol{\mu}$. Magnetický moment lze vyjádřit jako součin momentu hybnosti $\mathbf{L}$ a gyromagnetického poměru γ , což je konstanta o rozměru $\text{rad}/(\text{s}\cdot\text{T})$: [1]

$$\boldsymbol{\mu} = \gamma \mathbf{L} . \quad (1.1)$$

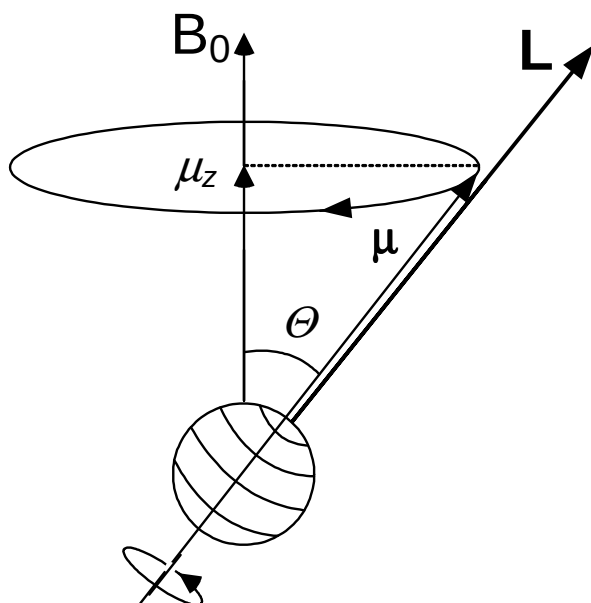
Pro práci v kmitočtové oblasti se rozměr konstanty γ transformuje na MHz/T . Ta se potom označuje jako γ' . Např. hodnota gyromagnetického poměru pro jádro vodíku je $\gamma' = 42,58 \text{ MHz}/\text{T}$. Velikost hodnoty γ závisí na počtu protonů v jádře a jeho velikosti. [1]



Obr. 1.1: Magnetický moment a moment hybnosti spinu. (převzato z [2]).

1.2 Modely popisu mechanismu MR

Pro popis principu MR se používají 2 modely, ve kterých je vysvětlen mechanismus vzniku. Jsou to kvantový model (energetická interpretace) a makroskopický model (Blochova interpretace). Každý model nahlíží z různých pohledů. Z názvu si lze tedy představit, jakým způsobem tyto modely popisují děj MR. Podstatné je stejnosměrné magnetické pole s vysokou intenzitou, díky kterému začnou elektricky nabitě částice vykonávat specifický pohyb tzv. precesi. [1]



Obr. 1.2: Precesní pohyb (převzato z [2]).

1.2.1 Kvantový model

Nachází-li se proton s magnetickým momentem μ ve vnějším homogenním stacionárním poli, potom síla magnetické pole vyvolaná jeho vlastním spinem interaguje s vnějším polem, natočí se do směru vnějšího pole a začne vykonávat precesní pohyb s úhlovou rychlostí ω_0 . Přepočtem této rychlosti na rozměr v Hz získáme Larmorovu frekvenci, která je lineárně závislá na vnějším magnetickém poli. [1]

$$f_0 = \frac{\gamma}{2\pi} \cdot B_0, \quad (1.2)$$

kde:

- γ gyromagnetický poměr,
- f_0 Larmorova frekvence,
- B_0 vnější homogenní magnetické pole.

V případě, že má proton kvantové číslo m záporné, je orientace magnetického spinu protonu v protisměru magnetickému poli B_0 . Dochází k rozštěpení energetických hladin. Rotující částice s vektorem magnetizace μ ve směru B_0 je v nižší energetické hladině a částice s vektorem μ orientovaným proti směru B_0 se nachází na vyšší energetické hladině. Lze definovat energetický rozdíl těchto hladin ΔE . Tento jev se nazývá jaderný paradigmatismus. Vypočítat vzdálenost rozštěpených sousedních hladin lze pomocí vztahu:

$$\Delta E = \frac{\hbar}{2\pi} \cdot \gamma \cdot \mathbf{B}_0, \quad (1.3)$$

kde:

$\hbar$ je Planckova konstanta,
 ΔE značí rozdíl energetických hladin.

Podělením Planckovy konstanty hodnotou 2π je získán tzv. jednotkový mechanický moment (kvantová jednotka otáčivosti). [1]

Aby bylo možné využít potenciálu, který nám MR umožňuje, je ještě potřeba vyslat signál o frekvenci s energií potřebnou pro překlopení protonu na nízké energetické hladině do vyšší hladiny. Z hlediska kvanta energie, které v sobě elektromagnetické vlnění skrývá, jsou potřeba radiofrekvenční signály (RF), pod kterými rezonují jádra v poli $\mathbf{B}_0$, tedy f_0 . Pokud bude vyslán tento RF signál, tak proton ve směru $\mathbf{B}_0$ absorbuje foton a přejde do vyšší energetické hladiny. Proton s opačnou orientací (vyšší energetická hladina) interaguje s fotonem a emituje foton tak, že spadne do nižší energetické hladiny. [1]

V případě výskytu většího počtu protonů v poli $\mathbf{B}_0$, dochází k rozdělení hladin tak, že větší počet protonů se nachází na nižší energetické hladině. Toto rozdělení je určeno Boltzmanovým distribučním zákonem. Dominantní hladina, tj. hladina, která obsahuje momentálně větší množství protonů, určuje podle své podstaty vektor magnetizace $\mathbf{M}_z$. Tento vektor má směr stejný jako orientace většiny protonů. Velikost vektoru $\mathbf{M}$ odpovídá rozdílu protonů umístěných v obou hladinách. A lze vypočítat pomocí vztahu [1]:

$$N_{m-1} - N_m = \frac{\Delta E}{2kT} \cdot N_p, \quad (1.4)$$

kde:

k je Boltzmanova konstanta,
 T absolutní teplota,
 N_{m-1} reprezentuje počet paralelně orientovaných dipólů,
 N_m reprezentuje počet antiparalelně orientovaných dipólů,
 N_p je celkový počet protonů.

Tímto byl objasněn princip MR na úrovni kvantové fyziky. Aby bylo možné určit libovolnou orientaci vektoru $\mathbf{M}_z$ a vznik indukovaného proudu v cívkách přijímače, zavedla se ještě druhá interpretace. [1]

1.2.2 Makroskopický fyzikální model – Blochova interpretace

Makroskopický model vyplňuje mezery, které nedokázal popsat model kvantový a spolu s ním dává ucelenější vzhled všech jevů nastávajících při magnetické rezonanci. Je potřebná pro pochopení vzniku MR signálu (FID/echo) v přijímané cívce a poskytuje

představu o relaxačních mechanizmech spinového systému. [1]

Blochova interpretace je vektorová, proto i RF signál musí být reprezentován vektorově. Signál je tvořen dvojicí vektorů, které rotují proti sobě v rovině XY, vektory rotují stejnou rychlostí a jsou vůči sobě umístěny tak, aby se jejich složka v ose Y vždy rovnala nule. Oba tyto vektory kopírují trajektorii vektoru magnetického momentu μ . Vektor mající opačnou rotaci nemá vliv, ale ten který rotuje stejným směrem jako precesní pohyb, může interagovat s elementárními dipóly a způsobit jejich překlacení. [1]

Pokud se nechá působit RF signál, dochází ke sfázování jednotlivých magnetických dipólů a vektor magnetizace $\mathbf{M}$ se začne naklánět. Z původního směru (osa Z) získává složky z dalších dvou os a začne vykonávat složitý pohyb tzv. nutační. Tento pohyb je součtem precesního pohybu kolem $\mathbf{B}_1$ a kolem $\mathbf{B}_0$. Trajektorie vektoru magnetizace $\mathbf{M}$ potom vypadá jako spirála. [1]

Nejzákladnější rovnicí, která popisuje jev MR je tzv. Blochova rovnice, má tvar

$$\frac{d\mathbf{M}}{dt} = \gamma \cdot (\mathbf{M} \times \mathbf{B}_0), \quad (1.5)$$

kde

$\mathbf{M}$ je vektor magnetizace (makroskopický vektor spinů),

$\mathbf{B}_0$ znázorňuje stacionární magnetické pole,

γ je gyromagnetický poměr spinů.

Z této rovnice vyplývá, že výsledný vektor $\frac{d\mathbf{M}}{dt}$ má orientaci kolmou k rovině tvořené oběma vektory a trajektorie konečného bodu vektoru $\mathbf{M}$ bude mít kruhový charakter.

1.3 Relaxační mechanismy MR

Přechod mezi různými kvantovými čísly m nemusí být vyvolán pouze vnějším rotujícím magnetickým polem $\mathbf{B}_1$. K výměně energie dochází i při tzv. „stavu termodynamické rovnováhy“, který má 2 podmínky existence:

- průmět vektoru magnetizace do roviny x a y je nulový ($\mathbf{M}_{xy} = 0$),
- velikost vektoru magnetizace v podélném směru $\mathbf{M}_z = \mathbf{M}_0$.

Pro dosažení termodynamické rovnováhy jsou charakteristické dva typy interakcí:

- spin-mřížková,
- spin-spinová.

Tyto interakce se vyhodnocují pomocí relaxačních dob T_1 a T_2 . Kombinací obou

těchto relaxačních dob se definuje celková relaxace. [1]

1.3.1 Spin-mřížková interakce

Když se v okolí protonu vytvářejícího magnetické pole nachází další protony, vznikají následkem termálního pohybu jader, jejich vibrací atd. fluktuace. Tyto fluktuace mají za následek vznik různých spekter. V takovém spektru může být zastoupena i Larmorova frekvence. Pokud je směr takového pole správně natočen, může přejít proton z antiparalelní do paralelní orientace a způsobit tak relaxaci. Takové relaxaci se říká „podélná“. Doba této relaxace tedy závisí na 3 veličinách, jsou to teplota, koncentrace jader a viskozita prostředí. Platí, že čím větší jsou fluktuace magnetických polí, tím kratší dobu trvá podélná relaxace.[1]

Průběh směru vektoru magnetizace $\mathbf{M}_z$ do směru vektoru magnetizace $\mathbf{M}_0$ (osa Z), má exponenciální charakter. Tomuto průběhu se říká „ T_1 relaxační křivka“. Lze ji pospat následující rovnicí:

$$\mathbf{M}_z(t) = \mathbf{M}_0 \cdot (1 - e^{-\frac{t}{T_1}}). \quad (1.6)$$

Parametr T_1 lze z takové charakteristiky vyčíst při znázornění průběhu $\mathbf{M}_z$. Je to čas $T_1 = t$ pro $\mathbf{M}_z = 0,63 \cdot \mathbf{M}_0$. [1]

1.3.2 Spin-spinová interakce

Při aplikaci na systém spinů v homogenním poli $\mathbf{B}_0$ RF signálem se jádra nejen překlopí, ale i sfázují (jsou v koherenci). Při takovém stavu nabývá velikost magnetizace $\mathbf{M}_{xy}$ maximální úrovně. Díky magnetickému poli $\mathbf{M}_0$, jenž není zcela homogenní, a dalších statických nebo pomalu se měnících nehomogenit vnitřního pole se fáze jednotlivých jader se postupně rozcházejí. Velikost vektoru magnetizace $\mathbf{M}_{xy}$ se začíná exponenciálně zmenšovat a parametr T_2 je na takovém průběhu určen poklesem velikosti vektoru $\mathbf{M}_{xy}$ o 63% tedy v bodě, kde má 37% své původní maximální velikosti. Referenční čas, od kterého se počítá doba T_2 je stejně jako u všech měření časových parametrů okamžik, kdy ustal RF signál. Takovéto relaxaci se říká "relaxace příčná". Vztah pro výpočet velikosti vektoru magnetizace $\mathbf{M}_{xy}$ je obdobný jako u relaxace T_1 :

$$\mathbf{M}_{xy}(t) = \mathbf{M}_0 \cdot e^{-\frac{t}{T_2}}. \quad (1.7)$$

Současný vliv vnitřních a vnějších nehomogenit je hodnocen „efektivní relaxační dobou“. [1]

$$\frac{1}{T_2^*} = \frac{1}{T_2} + \frac{1}{T_3}, \quad \frac{1}{T_3} \cong \gamma \cdot \frac{\Delta B_0}{\pi}, \quad (1.8)$$

kde:

$\Delta \mathbf{B}_0$ určuje rozsah nehomogenity $\mathbf{B}_0$,

T_3 je relaxační doba způsobená nehomogenitou $\mathbf{B}_0$.

Z rovnice (1.8) je zřejmé, že efektivní relaxační doba má zpravidla strmější spád a tedy má kratší trvání než doba T_2 . [1]

Při použití dalších gradientních polí potřebných pro kódování pozice v MRI se dále zavádí efektivní relaxační doba. Provádí se korekce podle následujícího matematického vztahu[1]:

$$T_2^{**} = T_2^* + \gamma \cdot G \cdot R, \quad (1.9)$$

kde:

G reprezentuje gradient pole [G/cm],

R je průměr objektu v cm.

Velký rozdíl mezi T_1 a T_2 relaxací je v tom, že T_2 se nemusí projevovat pouze při výměně energie. Takže relaxace T_2 nemusí nastat vždy, když se uplatňuje relaxace T_1 . Při výměně energie se projeví obě relaxace. [1]

2 TECHNIKY MĚŘENÍ A REKONSTRUKCE

2.1 FID a echo

Po impulzu RF signálu nastávají relaxační mechanismy spinů, jimi jsou návrat do termodynamické rovnováhy (vektor magnetizace má stejný směr jako $\mathbf{B}_0$) a ztráta fázové koherence v rovině (nulová složka vektoru v osách X a Y). Protože snímaná scéna neobsahuje pouze spiny se stejnou Larmorovou frekvencí, tak každá různá částice má jiný průběh odezvy (FID signálu). Platí, že odezva jádra protonu má kosinusový průběh „tlumený“ exponenciální funkcí. FID signál je celková současná odezva všech těchto spinů v systému. FID signál trvá tak dlouho, dokud nedojde k úplné ztrátě fázové koherence jader v důsledku relaxace. Okamžitá velikost FID signálu lze vyjádřit [1]:

$$\text{FID} \propto \mathbf{M}_{xy}(t) = \mathbf{M}_0 \cdot e^{-\frac{t}{T_2^*} \cos(\omega_0 t)}, \quad (2.1)$$

kde:

T_2^* je efektivní relaxační doba,
 t čas,
 ω_0 znázorňuje rezonanční úhlovou rychlost.

Fourierova transformace signálu FID obsahuje reálnou a imaginární část. V reálné oblasti je reprezentována tzv. absorpční část (složka $\mathbf{M}_x$ vektoru $\mathbf{M}_{xy}$). Imaginární část v sobě uchovává tzv. disperzní signál (složka $\mathbf{M}_y$ vektoru $\mathbf{M}_{xy}$). [1]

FID signál po vybuzení RF impulsem můžeme popsat [1][2]:

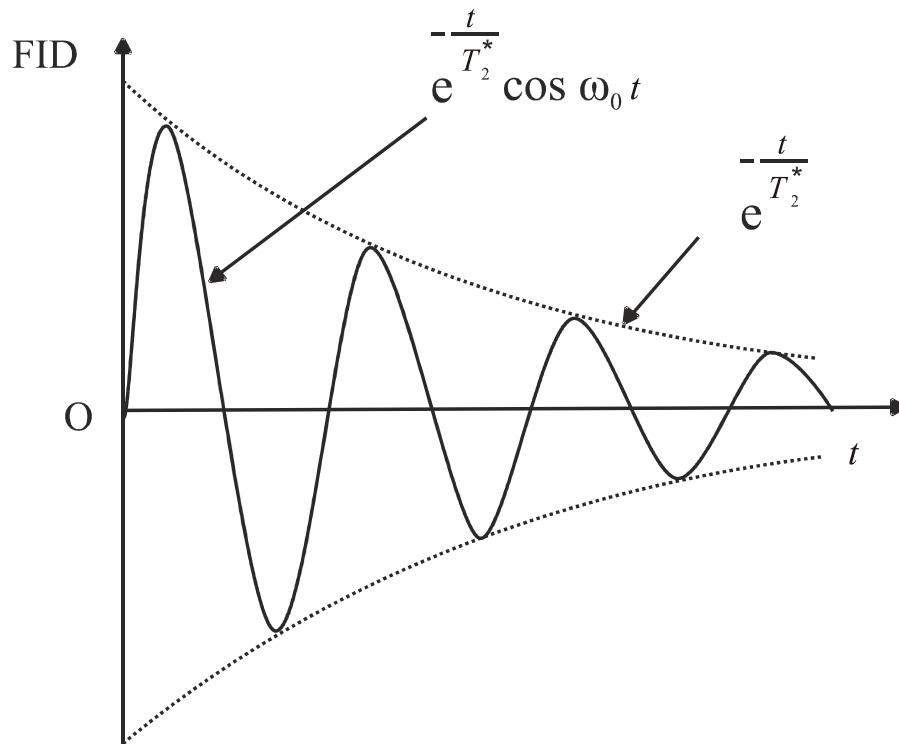
$$s(t) = \sin(\alpha) \int \rho(\omega) \cdot e^{-\frac{t}{T_2} - j\omega t} d\omega, \quad (2.2)$$

kde:

α je RF impuls,
 ρ reprezentuje spektrální spinovou hustotu,
 j imaginární jednotka.

Pro případ, kdy zkoumaný vzorek je tvořený pouze jedinou látkou s kmitočtem ω_0 , signál FID bude obsahovat pouze jednu spektrální složku popsanou následujícím zjednodušeným vztahem:

$$s(t) = \sin(\alpha) \cdot \mathbf{M}_{xy} \cdot e^{-\frac{t}{T_2} - j\omega_0 t}. \quad (2.3)$$



Obr. 2.1: Průběh FID signálu.

FID signál je odezvou pouze jednoho RF impulsu na rozfázované spiny, zatímco signál echo v praxi vzniká po vyslání několika impulsů za sebou s časovými rozestupy τ nebo reverzním gradientním magnetickým polem. Na rozdíl od FID, který je součtem rozfázovaných signálů od všech jader měřeného vzorku, se signál echo skládá ze dvou částí. Nejprve se sfázují všechna jádra, amplituda signálu má maximální úroveň. Ve druhé části se rozfázují jádra, čímž dojde k poklesu amplitudy signálu. Echo signál je většinou symetrický a je výhodný v MRI pro získávání dat. [1][2]

2.2 Základní techniky měření

Pro získání dat ke zpracování se obvykle nepoužívá pouze jeden RF impuls, ale periodicky opakovaná posloupnost. Díky různé periodě a skladbě impulsů můžeme získat scény s různě váhovanými parametry jako např. průtok, počet protonů, relaxační doby T_1 a T_2 .

Nyní si lehce popíšeme nejzákladnější techniky měření, jsou to metody:

- **SR/STE** (saturation recover pulssequens/stimulated echo),
- **SE** (spin echo pulssequens),
- **IR** (inversion recover pussequens),
- **GE/GRE** (Gradient – echo). [1]

2.2.1 SR/STE metoda

V této metodě se používá sled $\pi/2$ impulsů (tzn., puls bude tvořen pouze polovinou první půlvlny harmonické funkce). Doba opakování takových impulsů se označuje TR (Time Repetition). FID signál je možné přijímat již hned po ukončení RF budicího signálu. Když bude druhý impuls vyvolán až po uplynutí doby relaxační doby T_1 , odezva bude naprosto stejná. V reálném případě se ve snímané scéně nebudou nacházet pouze stejné molekuly a po první impulsu část vzorku relaxuje rychleji. Jakmile dojde k takové částečné relaxaci a vypustí se další RF $\pi/2$ signál, tak impuls vybudí pouze ty spiny, které již stačily relaxovat. Po tomto impulsu vzniká tzv. „Hahnovo echo“ (stimulovaný echo signál). Amplitudu FID signálu v okamžiku ukončení $\pi/2$ impulsu určuje počet relaxovaných spinů. [1]

V praxi je nemožné začít měřit signál ihned poté, kdy vysadí RF signál. Nejdříve uplyne časový interval a následně začne měření. Je možné však i takovou dobu prodloužit (takový interval označíme TE) a využít možnosti získání signálu závislého jak na T_1 tak T_2 . [1]

2.2.2 SE metoda

Metoda spinového echa využívá sledu impulsů $\pi/2$ a π . Princip je následující. Jestliže se nachází v systému 2 spiny s různou Larmorovou frekvencí (vyšší ω_1 , nižší ω_2), tak po aplikaci $\pi/2$ impulsu se, jak už víme, sfázují na osu y. Vektor s úhlovou rychlostí ω_1 začne předbíhat na pomyslné kružnici na ose XY (trajektorie vektoru je kružnice) vektor s úhlovou rychlostí ω_2 (dochází tak díky ztrátě koherence vlivem relaxační doby T_2). Následně aplikujeme π impuls, kterým se oba dva vektory otočí kolem osy Y. Díky tomu se rozdíl úhlů, jenž svíral vektory s osou X zachová, ale změní se mu znaménko. Poté se tyto 2 vektory opět sejdou díky různým rychlostem a sfázují se přesně na ose y a signál echa bude maximální. Časový rozdíl mezi impulsy $\pi/2$ a π se označuje τ . Potom doba 2τ , jenž určuje dobu sfázování, se označuje T_E a říká se jí doba echa. [1][2][3]

Je obecně platné, že signál echa vzniká při aplikaci dvou impulsů s různými sklápěcími úhly RF budicího signálu. V tomto případě je možné použít vztah popisující signál spinového echa [1][2]:

$$s(t) = \sin(\alpha_1) \cdot \sin^2\left(\frac{\alpha_2}{2}\right) \int \rho(\omega) \cdot e^{\frac{t}{T_2} j\omega(t-T_E)} d\omega, \quad (2.4)$$

kde:

- α_1 je sklápěcí úhel prvního impuls,
- α_2 je sklápěcí úhel druhého impulsu,
- $\rho(\omega)$ reprezentuje spektrální spinovou hustotu.

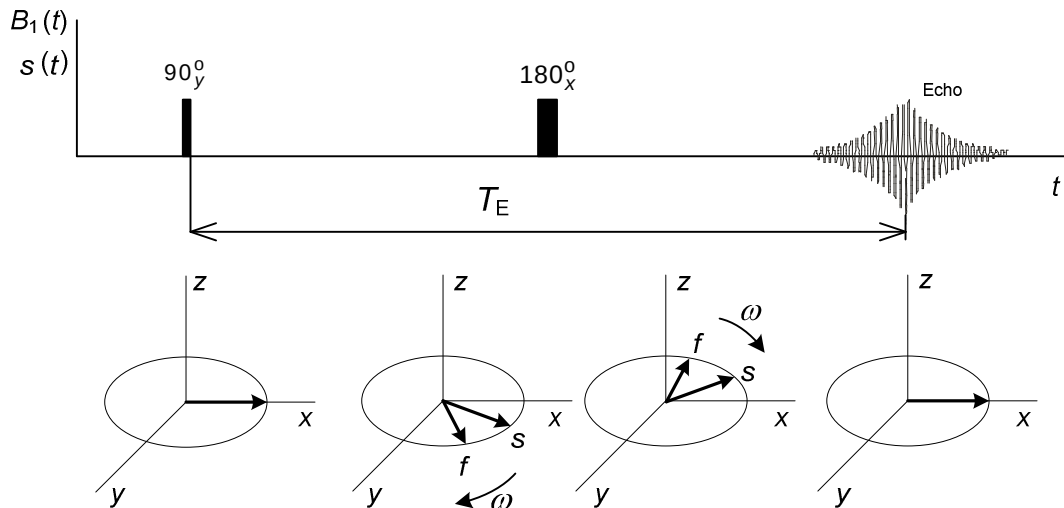
Je zřejmé, že při rovnosti $t = T_E$, bude amplituda spinového echa maximální. V tomto případě můžeme amplitudu vyjádřit jako:

$$A_E = \sin(\alpha_1) \cdot \sin^2\left(\frac{\alpha_2}{2}\right) \int \rho(\omega) \cdot e^{\frac{t}{T_2}} d\omega, \quad (2.5)$$

kde:

A_E je maximální úroveň spinového echa

V případě, že budou jádra buzeny třemi impulsy s obecně různými sklápěcími úhly, dochází ke vzniku až 5 signálů echa. Jsou to 3 běžná spinová echa, jedno z nich je právě to, jenž se vytvoří při aplikaci 2 impulsů jako v předchozím případě. Nastává v době po buzení druhého RF signálu a to jestli bude před, nebo za třetím impulsem je záležitost načasování posledního impulsu. Všechny tyto 3 signály echa vzniknou na stejném principu, kombinací třech párů impulsů. Dále vznikne jedno sekundární a jedno stimulované echo. Stimulované echo je odezva na všechny 3 impulsy, zbytek signálů echa jsou spíše kombinace. Pro případ RF signálů se stejným sklápěcím úhlem $\alpha_1 = \alpha_2 = \alpha_3$, a dobou mezi impulsy $\tau_1 = \tau_2$, vzniká pouze jeden signál echa superpozicí všech předešlých pěti signálů z obecného vyjádření. [1][2][3]



Obr. 2.2: Znáornění principu zřázování vektorů (převzato z [2]).

2.2.3 IR metoda

Princip této metody spočívá v aplikaci nejprve π pulsu. Tím dochází k překlopení podle směru vektoru RF impulsu (osa X) B_1 o 180° . Vektor magnetizace M_z bude mít opačný směr. Poté se začne vlivem relaxace T_1 vracet zpět do stavu termodynamické rovnováhy. Ve vhodně zvoleném okamžiku bude vypuštěn impuls $\pi/2$, který překlopí vektor magnetizace do směru osy y. Velikost překlopeného vektoru M_y je identická s velikostí M_z v čase těsně před aplikací RF impulsu. Počáteční fáze tohoto vektoru je závislá na orientaci před $\pi/2$ impulsem. Přijímaný signál je úměrný velikosti překlopené složky vektoru magnetizace v čase aplikace druhého impulsu. [1]

Vlastnost techniky IR metody lze využít pro potlačení spinů s určitou Larmorovou frekvencí. V situaci, kdy vektor magnetizace relaxuje podle parametru T_1 , projde v určitém čase $t_0 = 0,69 \cdot T_1$ středem souřadnic. V tomto místě není možné změřit velikost vektoru magnetizace. Aplikujeme li v tomto čase t_0 $\pi/2$ signál tak dochází k

úplnému potlačení vlivu těchto jader na měřený signál. [1]

2.2.4 Gradientní metoda

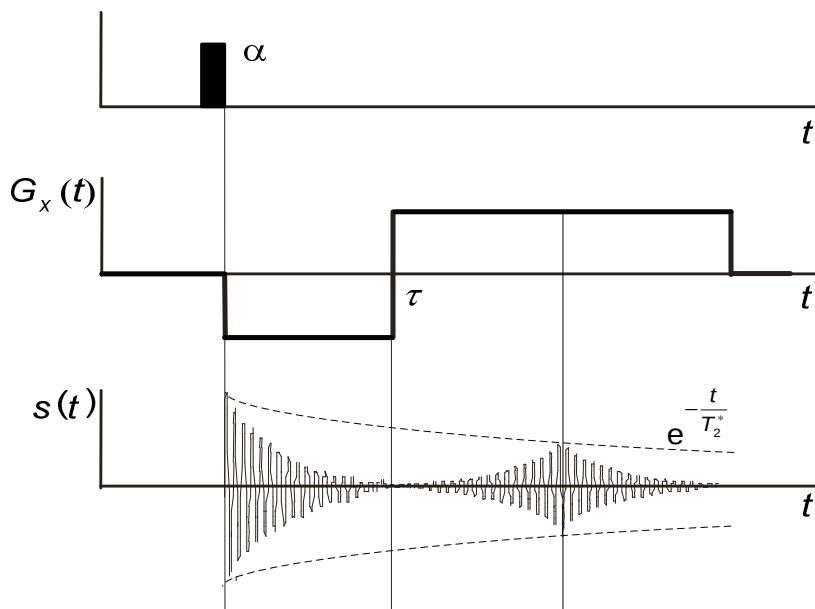
Odlišný způsob od spinového echa využívá metoda gradientního pole. Namísto π impulsu používá k rozfázování a následnému zřazování proměnná gradientní pole ve všech třech směrech. Taková pole indukovaná cívkou mají také nenulové složky v kolmých osách, ale jsou pro výpočty zanedbatelné. Tyto tři gradienty jsou sdružovány do gradientního vektoru [1][2]:

$$\mathbf{G} = G_x \cdot \mathbf{i} + G_y \cdot \mathbf{j} + G_z \cdot \mathbf{k}, \quad (2.6)$$

kde:

$\mathbf{i}, \mathbf{j}, \mathbf{k}$ jsou jednotkové vektory,
 $\mathbf{G}$ směr gradientu výsledného pole.

Gradientní echo vznikne tak, že se nejprve vyšle impuls s krátkým úhlem buzení. Ihned poté následuje indukování gradientního pole ve směru osy x G_x se zápornou hodnotou. Signál FID začne díky gradientnímu poli exponenciálně klesat. V čase $\tau > 3$ se převrátí polarita gradientního pole při zachování stejné velikosti. Tímto se začnou fázovat nekoherentní spiny a v době 2τ bude signál echa nabývat maximální hodnotu. Pokud se bude tento postup dále opakovat, amplitudy echo signálů v časech $2n\tau$ budou vždy nabývat stejných hodnot jako bez použití gradientního pole, tzn., obálka z těchto bodů bude tvořit křivku podle vztahu (7). [1][2]



Obr. 2.3: Znázornění principu zřazování vektorů (převzato z [2]).

Jednou z nejdůležitějších aplikací gradientní metody je 3D akvizice. Tato metoda

lze použít pouze u zobrazovacích zařízení MR s vysokou homogenitou stacionárního pole $\mathbf{B}_0$. [1]

2.3 2D FT rekonstrukční metoda

Někdy je tato metoda označována jako kódování frekvence a fáze. Umožňuje sběr obrazových dat přímo v kartézské soustavě souřadné. Využíváme gradientní pole $\mathbf{G}_x$ a $\mathbf{G}_y$ ve kterých kódujeme frekvenci a fázi. Nejprve se pomocí $\mathbf{G}_y$ rozfázuje snímaná scéna a poté se za doby trvání frekvenčního kódování gradientem $\mathbf{G}_x$ snímá FID signál. Doba trvání intervalu $\mathbf{G}_x$ nám určuje vzorkovací dobu TS. Tímto byl získán jeden navzorkovaný řádek matice tzv. k-prostoru znázorňující spektrální funkci. Postupnými změnami gradientu $\mathbf{G}_y$ dále získáme ostatní řádky, do kterých se kódují souřadnice v 2D prostoru. [1][2]

Signál echa vyvolávající precesní pohyb vektoru magnetizace $\mathbf{M}_{xy}$ za přítomnosti gradientního pole $\mathbf{G}_y$ trvajícím po dobu t_y a gradientního pole $\mathbf{G}_x$ trvajícím po dobu t_x lze vyjádřit vztahem [1][2]:

$$m_{xy}(\mathbf{G}_y, t_y, t_x) = \iint \mathbf{M}_{xy}(x, y) \cdot e^{-j(k_x x + k_y y)} dx dy, \quad (2.7)$$

kde:

$k_x, k_y, \dots$ jsou souřadnice k-prostoru.

Po demodulaci takového signálu získáme spojitý signál $S(t)$, jenž reprezentuje jednotlivé řádky datového k-prostoru. Prostorovou distribuci vektoru magnetizace obdržíme jako zpětnou dvourozměrnou Fourierovou transformací (2DFT) signálu $S(t)$. Tím dochází k transformaci souřadného systému prostorových frekvencí reprezentovaných koeficienty k_x a k_y do metrického systému souřadnic následujícím způsobem (obdobným pro osu y):

$$k_x = \gamma \cdot \mathbf{G}_y \cdot t [\text{cykl.m}^{-1}] \rightarrow x = \frac{\omega}{\gamma \cdot \mathbf{G}_x} [m]. \quad (2.8)$$

Výhody této metody jsou malá citlivost na nehomogenity magnetických polí a snadná rozšiřitelnost aplikace metody na 3D akvizici obrazových dat. [1][2]

Pro sběr dat se používají 2 cívky, které jsou fázově posunuty o úhel $\pi/2$, to znamená, že když se na jedné cívce indukuje maximální napětí, tak na druhé bude napětí nulové. Tomuto uspořádání se říká kvadrurní resp. kruhově polarizované. Indukovaný signál se za cívkami násobí s referenčním signálem $\cos(\omega_0 t)$ a $\sin(\omega_0 t)$. Výsledný signál cívky 1 se označuje jako "reálná" část (kanál I) a z druhé cívky jako "imaginární" (kanál Q) část signálu. Magnetizace je v tomto pojetí brána jako vektor z komponentů I a Q resp. $\mathbf{M}_{xy} = \mathbf{M}_x + j\mathbf{M}_y$. Z tohoto vztahu si můžeme snadno určit modulový obraz a fázový obraz. Výhodou takto zrekonstruovaného modulového obrazu je to, že tím docílíme zlepšením poměru S/N o cca 40%. [1][2]

3 POČÍTAČOVÉ ZPRACOVÁNÍ

V této kapitole jsou popsány metody zpracování obrazového signálu. Pro měření jehlic budou některé metody vybrány s ohledem na jejich vlastnosti z experimentální aplikace.

3.1 Filtrace snímku

Obrazové snímky z tomografu bývají zatíženy šumem, který je třeba regulovat. Filtrace upravuje jasové hodnoty cíleného obrazu a má charakter dolní propusti. Existuje řada filtrů, ale jejich princip zůstává stejný. V diskretním prostoru je třeba vzít masku filtru realizovanou maticí s obvyklým rozměrem 3×3 . Samotná filtrace představuje konvoluci snímku a této matice. Díky charakteru dolní propusti odstraňuje vyšší harmonické složky dvourozměrného signálu, tedy ostré změny jasu sousedních pixelů. [4]

3.1.1 Průměrování

Princip této základní metody spočívá v jednoduchém aritmetickém průměru. Vezmou se okolní body pixelu, který chceme upravit, a zjistí se jejich průměr. Tato hodnota aritmetického průměru bude přiřazena pixelu v novém obraze. Pro aditivní šum platí, že pokud budeme filtrovat pomocí okolí s počtem n pixelů, pak vliv šumu se potlačí s odmocninou z n . V případě, že máme více snímků zachycené scény, můžeme využít průměrování namísto okolí, identických souřadnic pixelů ve snímcích, na takto přefiltrovanou scénu se neuplatňuje rozmazání hran. [4]

Tato filtrace je speciální případ diskretní konvoluce. Konvoluční masku zde představuje jednotková matice o rozměru např. 3×3 . Čím více má tato matice prvků tím také jsme schopni lépe potlačit šum, ale na úkor většího rozmazání. Je potřeba vhodně zvolit velikost masky. Můžeme nastavit větší váhování pro hodnotu zpracovávaného pixelu abychom dosáhli lepších výsledků. [4]

$$h = \frac{1}{9} \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}, \quad h = \frac{1}{10} \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 2 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}. \quad (3.1)$$

Obyčejné průměrování se však často nepoužívá pro přímou filtraci, právě kvůli velké míře rozmazání hran. Spíše se používají metody, které eliminují chybné úrovně intenzit bodů, které jsou zatíženy šumem.

3.1.2 Průměrování s omezením změn jasu

Takovou metodou je průměrování s omezením změn jasu. Vymezí se maximální přípustný rozdíl jasu mezi zkoumaným pixelem a okolních pixelů. V případě, že je rozdíl jasu větší než maximální nastavená hodnota, tak se tento bod do průměru nezapočítá. Z principiálních důvodů se tato metoda používá na plošnou filtraci s malým zkreslením hran.[4]

3.1.3 Mediánový filtr

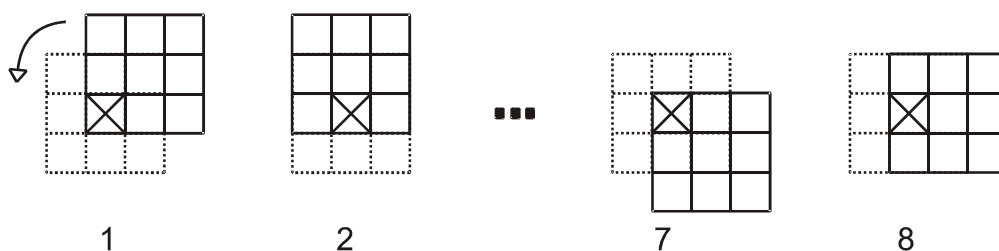
Tento filtr namísto průměrné hodnoty okolí použije hodnotu, které je uprostřed posloupnosti hodnot okolí podle velikosti. Takovýto filtr neovlivňuje extrémní hodnoty, potlačuje tedy impulsní šum a má nižší faktor rozmazání hran. Aby nám filtr nepotlačil tenčí hrany nebo ostré přechody, může mít filtr jinou masku, např.:

$$h = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 1 & 1 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix}. \quad (3.2)$$

Masku použijeme na vstupní obraz tak, že vynásobíme spolu prvky masky a obrazu se stejnými souřadnicemi. Dále libovolným třídícím algoritmem seřadíme prvky podle velikosti a určíme medián. Hodnota mediánu bude hodnota jasu výsledného snímku. [4]

3.1.4 Rotující maska

Filtry obecně rozmazávají hrany, jelikož používají vzhledem k pixelu stejně situovanou masku. Filtr rotující používá pro masku obyčejné průměrování, ale navíc vyhledává okolí pixelu, které z hlediska hodnoty intenzity jasu je nejbližší k hodnotě jasu pixelu. Filtr se vyznačuje vyšší časovou náročností, ale nerozmazává hrany.



Obr 3.1: Princip rotující masky

3.2 Zvýraznění hran

Po filtraci obrazu za účelem odstranění šumu se vyhladí ostré přechody (hrany) v obraze. Proto bude potřeba tyto hrany vrátit určitou mírou do původního stavu popř. je ještě více zosítlit. K takovýmto úpravám slouží tzv. hranové operátory. Matematicky se

dá obecně zvýraznění hran zapsat jako [4]:

$$f(i, j) = g(i, j) - C \cdot S(i, j), \quad (3.3)$$

kde:

i, j jsou souřadnice pixelů,
 $f(i, j)$ reprezentuje výstupní obrazových,
 $g(i, j)$ je původní obraz,
 C je konstanta udávající velikost zostření,
 $S(i, j)$ reprezentuje operátor udávající strmost změny.

Operátory zvýraznění hran zjišťují strmost jasového přechodu pomocí gradientu. Protože analytický výpočet derivací by byl prakticky nemožný, tak počítají aproximaci přes difference. U gradientu zjišťujeme směr a velikost. Výpočet aproximace velikosti gradientu a úhlu Ψ bude následovný:

$$|\nabla g(x, y)| \approx \sqrt{\left(\frac{\Delta g}{\Delta x}\right)^2 + \left(\frac{\Delta g}{\Delta y}\right)^2}, \quad \psi \approx \tan^{-1}\left(\frac{\frac{\Delta g}{\Delta x}}{\frac{\Delta g}{\Delta y}}\right). \quad (3.4)$$

Nyní si uvedeme 2 operátory pro získání hranové reprezentace obrazu. Jsou jimi Sobelův operátor a Laplacián. Sobelův operátor aproximuje první derivaci oproti Laplaciánu, který aproximuje druhou derivaci.

3.2.1 Sobelův operátor

Tento operátor je založen na aproximaci první parciální derivace pomocí diferencí založených na diskretní konvoluci. Je směrově nezávislý, pro různé směry využívá pootočení masky ve směru hrany. Příklad pootočení masky podle směru hrany:

$$h_1 = \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{bmatrix}, \quad h_2 = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \\ -2 & -1 & 0 \end{bmatrix}. \quad (3.5)$$

Má tedy celkově 8 masek podle směrů. Pro každý bod počítá se všemi maskami a poté vybere nejvhodnější z nich. Pro každou masku matice o velikosti 3x3 spočítá tedy dvě derivace ze tří bodů. [3][4]

3.2.2 Laplaceův operátor

Laplaceův operátor, neboli Laplacián je založen na principu hledání průchodu

funkce nulou namísto maxima jak je to v případě 1. derivace. Laplacián dostáváme druhou mocninou gradientu a je nezávislý na směru. Výpočet derivace se provádí přes diskrétní konvoluci, ze které nám vyplývají masky realizující Laplacián. Příklady masek[4]:

$$\nabla^2 \approx \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 1 & -5 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix}, \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & -8 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}, \begin{bmatrix} 2 & -1 & 2 \\ -1 & -8 & -1 \\ 2 & -1 & 2 \end{bmatrix}. \quad (3.6)$$

3.3 Segmentace

Pro naše účely můžeme použít také segmentaci, proto si uvedeme několik metod. Segmentace slouží k nalezení objektů v obraze. Za objekty považujeme části obrazu, které jsou bodem našeho zájmu v dalším průběhu zpracování. Výsledkem segmentace by měl být soubor oblastí, které odpovídají objektům ve vstupním obraze. Jedná se pak o tzv. kompletní segmentaci. Pokud ale segmentované oblasti neodpovídají přesně hranicím reálných objektů, tak tuto segmentaci nazýváme částečnou. Kompletní segmentace obecně využívá vyšší úrovně zpracování, která je založena na znalostech řešeného problému. Částečná segmentace je založena na principu homogenity obrazových vlastností (např. jas, barva) uvnitř segmentu. My budeme segmentaci využívat pro určení potřebné jasové intensity, která přesně ohraničuje referenční objekt. A tuto hodnotu intensity poté můžeme použít na měření jehlic.

3.3.1 Segmentace prahováním

Segmentace prahováním je základní metodou. Její princip je založen na konstantní odrazivosti povrchu objektu. Potom můžeme takový objekt oddělit od pozadí nastavenou rozhodující intenzitou jasu. Kompletní segmentací obrazu R nazýváme konečnou množinu oblastí $\{R_1, R_2, \dots, R_S\}$, pro kterou platí [4]:

$$R = \bigcup_{i=1}^S R_i, \quad R_i \cap R_j = [] \text{ pro } i \neq j. \quad (3.7)$$

Prahováním transformujeme vstupní obraz F na segmentovaný binární obraz G podle vztahu [4]:

$$g(i, j) = \begin{cases} 1 & \text{pro } f(i, j) \geq T, \\ 0 & \text{pro } f(i, j) < T, \end{cases} \quad (3.8)$$

kde:

T práh,
 $g(i, j)$ jsou obrazové elementy – pixely.

Výstupem prahování je matice skládající se z 1 a 0, jejichž rozložení určuje (20). Velmi důležité je vybrat správnou hodnotu prahu, proto bývá vhodné využít metody pro automatické vyhledávání prahu. [4]

3.3.2 Lokální prahování

Lokální prahování patří mezi metody adaptivního prahování. Tyto metody většinou analyzují histogram, ze kterého určují optimální hodnotu jasového prahu, aby zamezili špatné segmentaci díky nerovnoměrnému osvětlení scény (v případě MR tomografu by se jednalo o nehomogenitu magnetického pole $\mathbf{B}_0$). Lokální prahování je ale založeno na statistickém vyhodnocení okolních pixelů a je výpočetně mnohem méně náročné. Pixel a jeho okolí můžeme vyhodnotit více způsoby. Používají se hledání konstantního mediánu, střední hodnoty anebo rozdíl maximální a minimální hodnoty. Velikost okolí musí být zvolena s ohledem na velikost objektu, který budeme vyhledávat ve scéně. Tuto metodu můžeme použít pouze pro hledání jednoho objektu anebo více objektů podobných rozměrů. [6]

3.3.3 Houghova transformace

Další z možností hledání objektů je Houghova transformace obrazu. V tomto případě se jedná o metodu, pro kterou je potřeba znát analytický popis hlavního tvaru. Původně byla Houghova transformace navržena pro vyhledávání přímek v obraze. Ale můžeme vyhledat jakýkoliv objekt, který je definován předem známou rovnicí hraniční křivky. Pro vysvětlení algoritmu budeme uvažovat křivku s rovnicí $f(\mathbf{x}, \mathbf{a}) = 0$, $\mathbf{a}$ je vektor parametrů křivky. [4]

Algoritmus pro zobecněnou Houghovu transformaci se dá popsat následujícím způsobem. Nejprve zdiskretizujeme prostor parametrů a pro každý uzlový bod vytvoříme čítač $A(\mathbf{a})$. Pro každý hranový pixel se budou inkrementovat čítače, jejichž souřadnice (parametry křivky) vyhovují rovnici křivky. Po zpracování všech pixelů je řešením vektor parametrů, jehož čítač je maximální. [4]

4 SNÍMKY JEHLIC

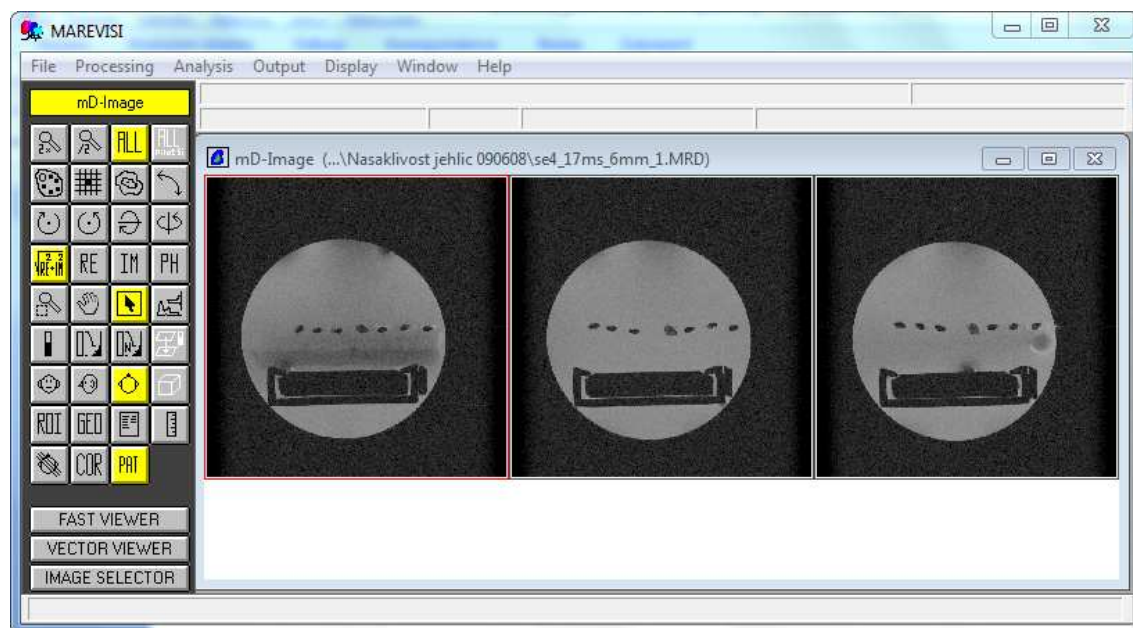
Na MR tomografu byly nasnímány řezy jehlic ve třech místech. Byla použita metoda spinového echa. Tyto řezy mají rozlišení 512x512 pixelů (30x30 mm), šířku 2 mm a jsou od sebe vzdáleny 6 mm. Na vyhodnocení byly k dispozici dvě sady snímků. Jedny byly měřeny z důvodu zvětšení povrchu jehlic při mražení a z druhých byla potřeba zjistit nasáklivost jehlic v závislosti na čase stráveném ve vodě. Test mražení a nasáklivosti se prováděl z důvodu zjištění chyb měření na tomografu při přepravě jehlic.

Snímky na výstupu tomografu je pro následné vyhodnocení třeba rekonstruovat dvourozměrnou Fourierovou transformací. Tuto rekonstrukci umožňuje aplikace Marevisi, která je schopna s těmito snímky manipulovat. Nedokáže však statistické vyhodnocení a práce s ní je trochu složitější. Pro zjištění povrchu jehlic byla tedy třeba vytvořit další aplikaci, přímo určenou na vyhodnocení povrchu. Aby nebyla aplikace jednoúčelná, bude vytvářena tak, aby byla schopna změřit obvod libovolného objektu a případně i povrch (pokud bude měření k tomuto účelu připraveno). Aby se vytvořil potřebný kontrast mezi objektem a okolím, je třeba, aby se ve směru řezu nacházely jiné objekty ve vzdálenosti alespoň 1-2 mm.

Na *obr. 4.1* vidíme řezy jehlic v různých místech. Jehlice jsou umístěné na držáku spolu s pravítkem, které mělo sloužit jako kalibrační objekt pro zjištění prahové intenzity při segmentování obrazu. Měřené předměty jsou umístěny ve válci s vodou, kvůli kontrastu. Pro kalibraci je v tomto případě však vhodnější použít právě válec, ve kterém jsou jehlice umístěny. Tento válec má vnitřní průměr 20 mm.

Jehlice obsahují malé množství vody, ale v takové míře, že se pro naše účely takto způsobená chyba dá zanedbat. Na levém snímku jehlic z *obr. 4.1* je vidět zasahující spodní část držáku do scény, která s kombinací obsahu vody v jehlici už může způsobit větší chybu.

V programu Marevisi je potřeba exportovat snímky do bitmapy. Provedeme pro každý snímek: *Window – Set Window size* (zkontrolujeme, zda je nastaveno 512x512 pixelů, případně změníme na skutečnou hodnotu rozlišení). Poté zvolíme *Output – Save as – Bitmap...* a uložíme.



Obr. 4.1: Aplikace Marevisi

5 VÝVOJ A POPIS APLIKACE

5.1 Požadavky na aplikaci

Pro potřebu měření jehlic měla být vytvořena aplikace, která bude snadno ovladatelná přes grafické rozhraní (GUI). Aplikace měla být vytvořena ve vývojovém prostředí Matlab pro jeho frekventovanost a zaměření v technických výpočtech.

Vstupní snímky postačuje importovat ve formátu bitmapa (*.bmp). Transformaci snímků na výstupu MR tomografu (*.md) bude věnován jiný projekt. Dalším požadavkem na aplikaci byla univerzálnost, tedy potřeba načtení a vyhodnocení libovolného počtu snímků a objektů ve snímcích a irelevance rozlišení snímku (tomograf vytváří snímky ve dvou rozlišeních 256x256 a 512x512 pixelů).

Aplikace má být schopná výpočtu obvodu, povrchu a integrálu intenzit objektů nasnímaných MR tomografem.

Vstupní parametry aplikace jsou následující:

- libovolný počet snímků,
- hloubka řezu,
- vzdálenost řezů,
- souřadnice objektů.

A výstupní parametry aplikace:

- obvod,
- integrál intenzit,
- povrch.

5.2 Návrh algoritmu

Pro správnou funkci aplikace bylo třeba vybrat z knihovny funkcí vhodné metody zpracování obrazu, nebo některé vytvořit. Nejprve byla vybrána prahovací funkce z knihovny Image processing toolbox s názvem `contour`. Tato funkce umožňuje globální prahování snímků s nastavitelným prahem požadované hledané intenzity. Funkce nejprve interpoluje matici, do které byl převeden načtený snímek. Vytvoří tím jemnější rastr, ze kterého se hledají uzavřené křivky se zadanou intenzitou. Algoritmus je vymyšlen tak, aby vždy našel jenom uzavřenou křivku nebo pixel. Syntaxe této funkce je `C = contour(I,[n n])`. `I` je matice s datového typu 8 bitový integer (hodnoty 0 – 255), `n` je prahová úroveň stejného datového typu jako `I` a `C` je výstupem funkce. `C` je matice

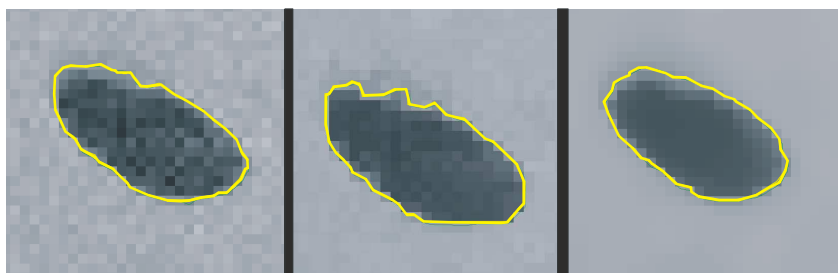
o dvou řádcích, ve které se nalézají souřadnice bodů nalezených křivek. Všem křivkám předchází sloupec s hodnotou prahové intenzity a počtem bodů křivky. Při práci s obrázky v Matlabu je třeba si uvědomit, že souřadnice sloupce je souřadnice X. Při indexování matic je však na prvním místě řádek, tedy osa Y.

	A	B	C	D	E	F	G	
1	60	433	433,085	433	432,85	432,781	433	
2	2211	293,364	293	292,692	292	291	290	...

prahová intenzita počet bodů křivky souřadnice x souřadnice y

Obr. 5.1: Výstupní matice funkce contour

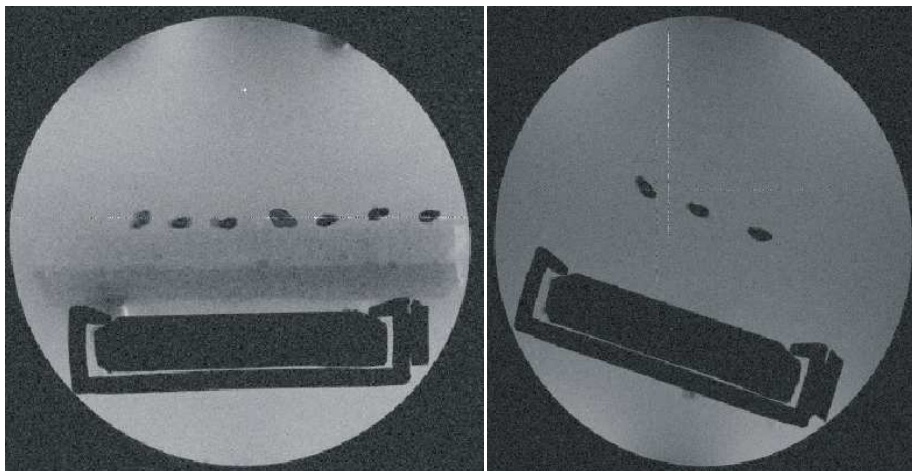
Do snímáných scén se přidávají kalibrační objekty o známých rozměrech. Do algoritmu se přidá cyklus, který pomocí funkce contour a impoint (funkce vracející souřadnice manuálně označeného místa ve snímku) zjišťuje rozměry kalibračního objektu postupnou změnou úrovně prahové intenzity. Protože každý snímek se liší svým celkovým jasnem, je třeba nastavit interval vyhledávání intenzit větší, aby byl algoritmus schopný detekovat vhodnou prahovací intenzitu. V relativní závislosti na kontrastu vody a ostatních látek bude funkce contour nacházet kvůli šumu při příliš malých nebo příliš velkých prahovacích intenzitách velké množství kontur a tím budou výpočty pomalé. Je třeba před samotným prahováním obrázek zpracovat vhodným filtrem. Bylo vyzkoušeno několik filtrů např. mediánový, průměrování, Wienerův, rotující masky. Tyto filtry se také nacházejí v knihovnách Matlabu až na rotující masky, který byl kvůli jeho teoreticky dobrým výsledkům naprogramován. Nejlépe se osvědčil filtr mediánový, proto byl do algoritmu implementován, filtr rotujících masek se tak dobře neosvědčil, ale i přes časově náročný výpočet byl ponechán, kvůli nižší míře rozmazání hran.



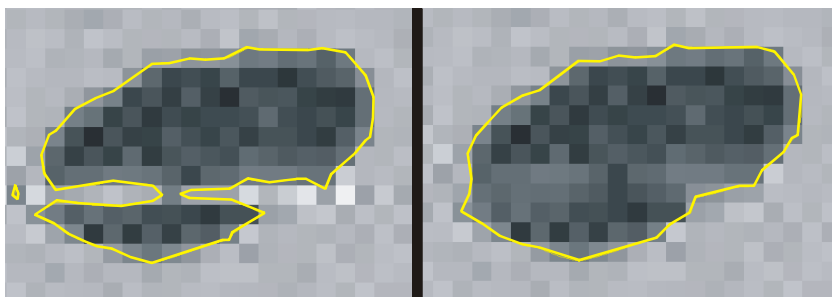
Obr. 5.2: Ukázka aplikace filtru na snímku jehlice (původní, rotující maska, mediánový filtr).

Ve všech snímcích je možné pozorovat špatně nasnímané řádky a sloupce. V některých jsou výraznější a zasahují i přes jehlice, některé dokonce rozdělují napůl. Byla zavedena oprava těchto řádků vycházející z pozorování nejčastějšího výskytu chybějící řádků a sloupců. Chyba se vyskytovala na řádcích 245, 246 a ve sloupcích 256 a 257. V algoritmu byly vytvořeny všechny 4 kombinace a uživatel si sám tlačítkem, které postupně mění tyto kombinace a nahrazuje špatný řádek aritmetickým průměrem

okolních řádků, upravuje tyto chyby.



Obr. 5.3: Snímky jehlic s chybnými řádky a sloupci



Obr. 5.4: Opravení chybného řádku

Světlá místa na snímcích znázorňují množství vody. Pokud se bude v objektech, které budou v zájmu měření vyskytovat větší množství vody, je velmi nepřesné takto změřit obvod a následně povrch. Proto se zavede navíc ostření hran. Použije se první konvoluční maska ze vztahu 3.6, ale vynásobená hodnotou -1, čímž se zajistí při konvoluci nikoliv nalezení hran, ale její ostření. Tuto matici nám mimo jiné vytvoří funkce `fspecial` se vstupním parametrem 0. Při použití ostatních masek (zadaný jiný parametr) byl výsledek téměř stejný. Konvoluce bude realizována funkcí `imfilter`, syntaxe je $F = \text{imfilter}(I, H)$, kde I je snímek a H je konvoluční matice. Tímto se lépe zajistí detekce objektu funkcí `contour` i při větším obsahu vody v měřeném objektu. Nedoporučuje se však ostření používat vždy, protože zvyšuje množství kontur ve snímku a může negativně ovlivňovat další výpočty.

Na *obr. 5.5* byly použity masky $H_1 = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 1 & -5 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix}$ a $H_2 = \begin{bmatrix} -0,5 & 0 & -0,5 \\ 0 & 3 & 0 \\ -0,5 & 0 & -0,5 \end{bmatrix}$.



Obr. 5.5: Rozdíl mezi neostřeným a ostřeným snímkem s maskou H_1 a H_2 při stejné prahové intenzitě.

Z důvodu jednoduchého použití s funkcí `imfilter` byl tedy použit jako operátor ostření hran Laplacián s maskou H_2 , kvůli lepší výsledkům i při menší míře ostření.

Při hledání vhodné prahovací intenzity se algoritmus opírá o válec naplněný vodou s jehlicemi. V každém cyklu hledá maximální hodnoty označeného kalibračního objektu. Ten je nalezen na základě nejmenší vzdálenosti označeného bodu a bodu kontur. Vyhledá nejmenší vzdálenost mezi těmito dvěma body a poté určí, ke které kontuře patří. Tímto se získá kontura, z níž se počítá rozdíl mezi maximem a minimem pro osu x (horizontální) a osu y (vertikální). V cyklu se ukládá do paměti intenzita kontury s nejmenším rozdílem vypočtených průměrů od uživatelem zadaného průměru válce. Po nalezení vhodné intenzity se vypočtou korekční parametry. Důvod zavedení korekčních parametrů můžeme pozorovat z *obr. 5.3*, kde průřez válce je chybně nasnímán jako elipsa. Korekčním parametrem se rozumí poměr změřeného průměru a skutečného průměru.

Nalezení měřených objektů se provádí stejně jako nalezení kalibračního objektu. Obvod se počítá pomocí Pythagorovy věty, postupně se navyšuje proměnná o vzdálenosti jednotlivých bodů kontury, dokud se algoritmus nedostane opět k prvnímu bodu. Vynásobíme-li obvod šířkou řezu, dostaneme povrch části jehlice. Povrch mezi řezy se lineárně aproximuje podle vzorce pro výpočet obsahu lichoběžníku

$$S = \frac{(O_1 + O_2) \cdot h}{2}, \quad (3.8)$$

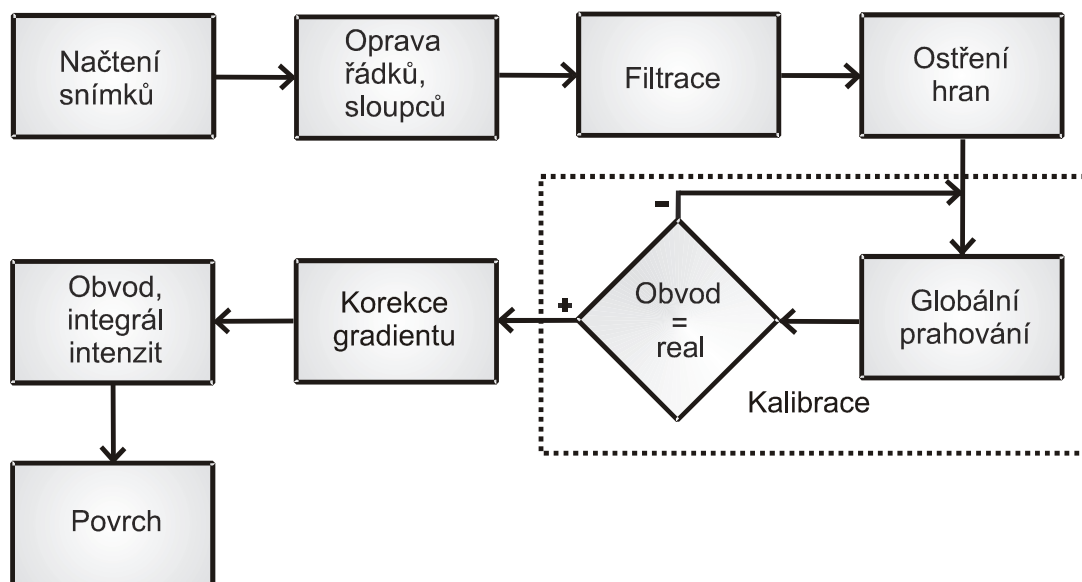
kde:

O_1, O_2 jsou obvody jehlice ve dvou vedlejších řezech,
 hje vzdálenost řezů.

Součtem povrchů řezů jehlic a aproximovaným povrchem mezi nimi dostaneme povrch vymezený řezy.

Další část algoritmu počítá integrál intenzit jehlic. Jedná se o součet intenzit všech pixelů uvnitř kontury objektu. Analyticky je tento integrál řešen pomocí Greenovy věty. Ale v diskrétním prostoru se jedná o sumu a navíc je velmi složité najít meze. Proto byla vytvořena metoda, jejíž základem jsou dva cykly. Nejdříve jsou zaokrouhleny body kontury, aby odpovídaly souřadnicím pixelů. První cyklus

vertikálních velikosti objektu v pixelech, druhý cyklus se dynamicky mění podle aktuální šířky řádku. Postupně se tedy sčítají všechny řádky ohraničené křivkou kontury. Přitom se podmínkou eliminuje součet pixelů, s větší intenzitou než je prahová. Tím je umožněna aplikace metody i na nekonvexní útvary a koriguje se chyba při zaokrouhlování. Při zaokrouhlení se totiž stává, že nové souřadnice odpovídají pixelu, který nemá být součástí objektu.

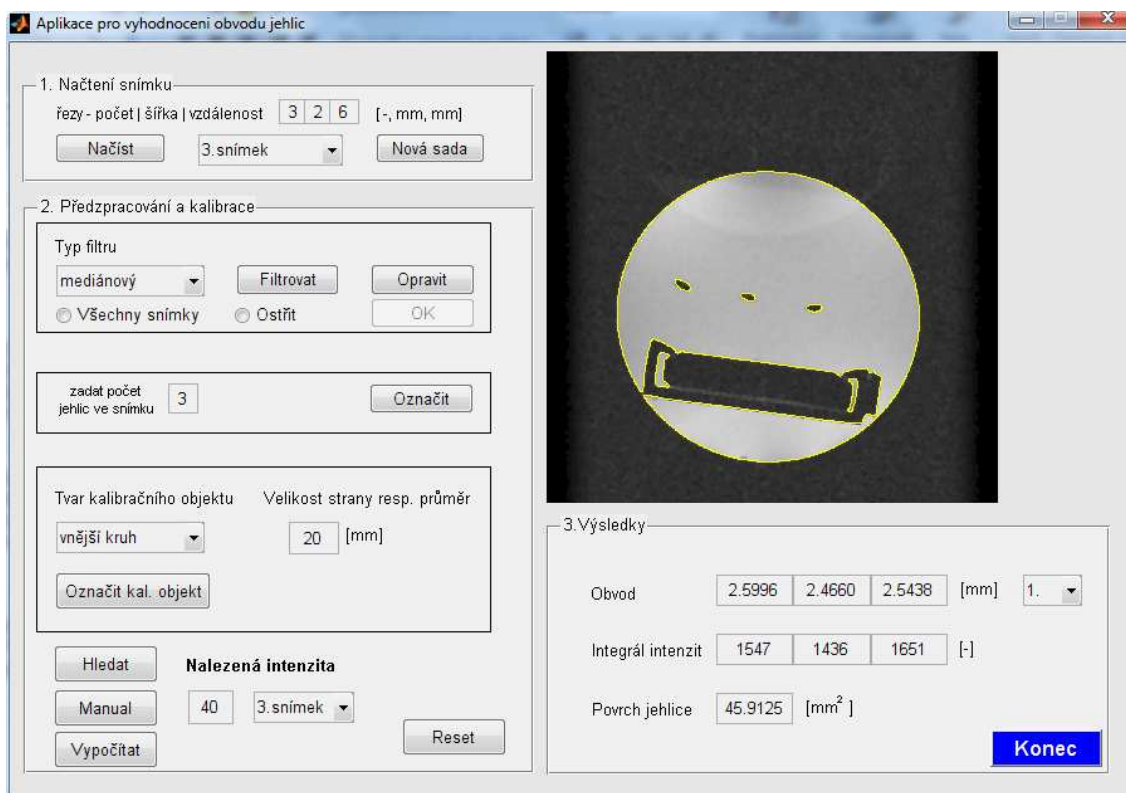


Obr. 5.6: Blokové schéma algoritmu měření

5.3 Popis aplikace

Pro lepší možnost kontroly průběhu aplikace a zásahu uživatele do dat je nadefinováno několik globálních proměnných. Tyto proměnné musí být nadefinovány nejprve ve skriptu, který je deklaruje jako globální a poté spustí samotnou funkci `Jehlice.m`, která je psána rekurzivně. Při první spuštění se provede opakovaná deklarace globálních proměnných, kvůli výskytu ve Workspace při běhu a po ukončení funkce `Jehlice.m`. Dále je zjištěno rozlišení obrazovky a poté je provedena korekce rozměrů okna, aby byl poměr šířky a výšky grafických objektů zachován. Následuje vytvoření všech objektů (tlačítek, rolovacích menu,...).

Na *obr. 5.7* vidíme grafické rozhraní aplikace. Pro intuitivní ovládání jsou vytvořeny 3 rámy, které zpřehledňují kroky pro vyhodnocení. V pravé části je obsažen náhled aktuálně zvoleného snímku, později je doplněn o znázorněnou konturu. Pod tímto zobrazeným snímkem se nachází rám, jenž obsahuje výsledky měření.



Obr. 5.7: Aplikace pro vyhodnocení snímků z MR tomografu

V prvním rámu se nachází tlačítko, které slouží k postupnému nahrávání snímků ve formátu bmp. Při kliknutí se zobrazí okno, kde si vybereme, zda chceme nahrát obrázek ze souboru nebo ze schránky (clipboard). Při načtení ze souboru se nám zobrazí již známé okno ze systému Windows. Takto načtený snímek se nám ukládá do globální proměnné typu struktura s názvem Images a Images_original. Tlačítko „Nová sada“ inicializuje obsah proměnných Images a Images_original pro následný bezproblémový chod zpracování dalších řezů jiné snímané scény. Rolovací nabídka slouží k výběru aktuálně nahrávaného, zobrazovaného a zpracovávaného řezu objektu. Tedy i zobrazené výsledky platí pro číslo snímku zobrazeného v rolovacím menu. Pro výpočet povrchu se zadávají hodnoty počtu vstupních snímků, tloušťka řezu a vzdálenost řezů.

V dalším rámu je vhodné při práci s aplikací postupovat sestupně, tedy nejprve provést filtraci snímku od šumu, ale podmínkou to není. Při filtraci je primárně nabídnut mediánový filtr. Tento filtr nám nerozmaže hrany a ušetří čas při pozdějším hledání vhodné prahové intenzity. Filtr je realizován funkcí medfilt2 (syntaxe: $J = \text{medfilt2}(I, [l \ m])$). „I“ představuje vstupní dvourozměrnou matici v odstínech šedi a „l m“ jsou rozměry konvoluční masky. Dále je na výběr filtr s rotující maskou, je vhodný spíše s kombinací mediánového filtru. Algoritmus obsahuje několik vnořených cyklů a je tak pomalý. Vhodný je v případě zpracování pár snímků. Vybereme pouze

oblast, která nás zajímá z důvodu časové náročnosti. Implicitně je nastavené filtrování všech snímků a ne pouze vybraného snímku v rolovacím menu z prvního rámu.

V následujícím ohraničeném poli se zadává počet zkoumaných objektů ve snímku a po kliknutí na tlačítko „Označit“ je třeba označit objekty myší. Dvojklikem na příslušné objekty se uloží souřadnice těchto bodů pro následné vyhledávání. Objekty označíme pokud možno na hraně, v blízkosti tohoto místa se budou nacházet body kontury, které definují nalezený objekt ve snímku.

Další ohraničené pole se věnuje kalibraci měření. Kalibraci je nutno provést, aby kontura pro danou prahovou intenzitu odpovídala co nejvíce skutečné hranici objektu. Využije se funkce `contour` (syntaxe: `C = contour(I,[n n])`), `I` je vstupní snímek ve stupních šedé, `n` je prahová intenzita. Byla vytvořena funkce, která počítá s kruhovým průřezem kalibračního objektu. Algoritmus původně počítal obvod z takového kruhu, tato metoda ale nemohla být použita. Při přiblížení bylo možné vidět kostrbatý průběh kontury a navíc díky nehomogenitám pole a překrytí zrcadlením (je možné si všimnout slabé kopie snímku umístěného v horní části) takto vypočtený obvod vycházel větší než skutečný. Pro kruh obklopující měření jehlic, který je tvořen válcem naplněným vodou, takový obvod vycházel minimálně cca 21mm i při nejnižších hodnotách prahové intenzity, kdy byl algoritmus schopen kruh změřit. Proto se přešlo na jednodušší metodu, která je schopná i korigovat chyby způsobené gradientními poli ve směrech kolmých na směr pozorování. V některých snímcích je totiž možno namísto kruhového tvaru průřezu válce pozorovat elipsu. Tato kalibrace spočívá ve vyhledání maximálních a minimálních bodů kontury ve směrech `X` a `Y`. Tím se minimalizuje chyba sčítáním vzdáleností bodů kontury pro počítaný obvod kalibračního objektu a je možné z rozdílných vzdáleností `maxim` a `minim` (průměrů pro různé osy) vytvořit korekci velikosti pixelu a tím se přiblížit skutečné hodnotě obvodu a povrchu zkoumaného objektu. Korekce se provede tak, že změřenou hodnotu průměru podělíme skutečnou hodnotou průměru válce a tímto poměrem se vynásobí velikost pixelu (asi 0,0586mm). Takto upravit je třeba rozměr pixelu v obou osách a pixel bude nabývat tvaru obdélníku.

Tlačítkem „Vyhledat“ se provedou výše popsané algoritmy a tím aplikace najde pro všechny načtené snímky ideální prahové intenzity a vypočte korekční parametry. Dále je omezeno vyhledávání počtem nalezených kontur ve snímku. Vyšší počet kontur znamená buď nefiltrovaný snímek anebo špatně zvolený práh, ale i v případě špatně zvoleného prahu může algoritmus najít lepší hodnoty průměru, kvůli nehomogenitám pole, nebo jiné degradaci. Takto nalezená intenzita není korektní a z tohoto hlediska se zavedlo omezení, rozumné množství kontur je od desítek až po několik set. Ideální hodnota v tomto případě není dána, protože se počet kontur velmi rychle navyšuje při krajních horních a dolních hodnotách prahu. Hodnoty prahu se pohybují v rozmezí 20-120, v závislosti na poměru odezvy vody a ostatních látek, jejich absolutní velikosti a filtraci.

Proces vyhledání prahových intenzit může být velmi zdoluhavý. Při počítání s prahovými intenzitami příliš velkými anebo příliš malými je funkce `contour` pomalejší právě kvůli celkovému množství nalezených potencionálních objektů. Pro případnou kontrolu správnosti nalezených prahů, je možné si pomocí tlačítka „Manual“ tyto kontury znázorněnými ve snímcích zkontrolovat. Je také uživateli ponechána plná kontrola a prahovou intenzitu je možno změnit dle libosti a ihned vizuálně zkontrolovat. Touto změnou se i znovu přepočítají korekční parametry.

Program dokáže spočítat obvod, povrch a integrál jehlic jednotlivých řezů. Podmínkou spuštění funkce tlačítkem „Vypočítat“ je alespoň jeden načtený snímek a pro něj zadaná prahová intenzita. Funkce si nejprve vezme hodnotu prahové intenzity pro daný snímek a spočítá kontury tohoto snímku. Dále vezme souřadnice z kroku označení jednotlivých objektů a pomocí volání další funkce vyhledá kontury odpovídajícím těmto bodům. Algoritmus hledá ve výstupní matici funkce contour nejkratší vzdálenost mezi body kontur a zadanými souřadnicemi. V kontuře námi vybraného objektu se mohou nacházet další kontury, které program může milně posoudit jako námi vybraný objekt, je tedy na místě označit objekty na hraně než uprostřed. Nalezené objekty jsou definovány souřadnicí sloupcem výstupní matice funkce contour, kde se nachází počet bodů nalezené kontury pro každý označený objekt. Pro případ jehlic se množství bodů kontury pohybuje kolem čísla 70.

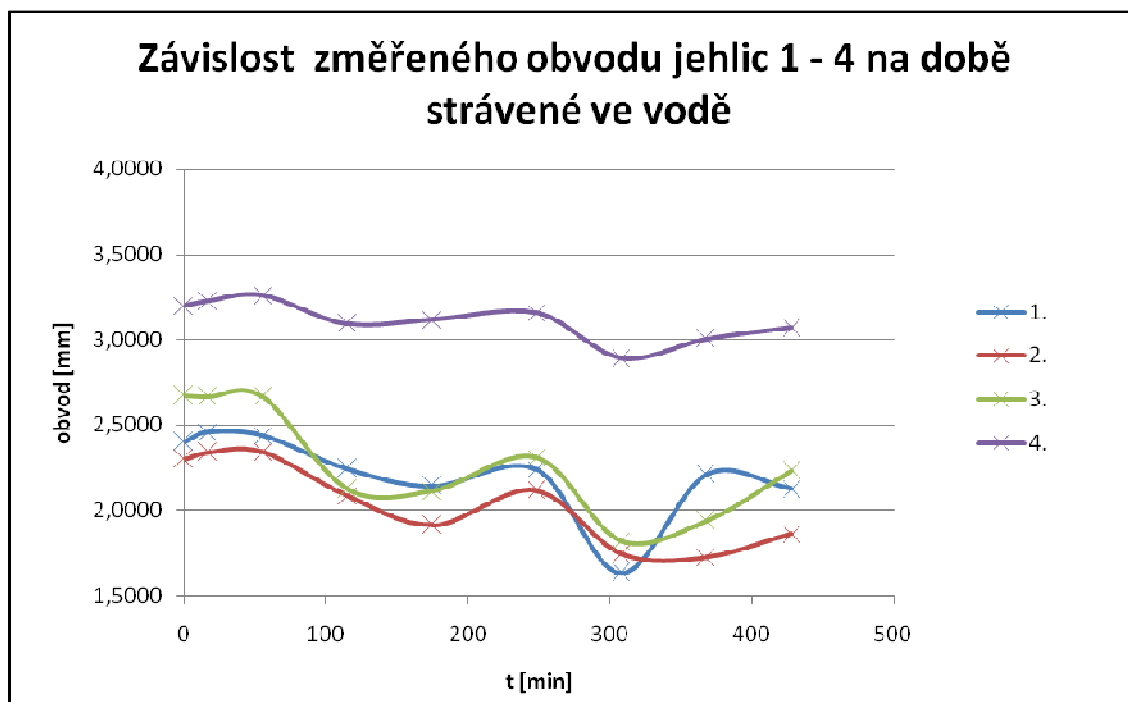
Jakmile je definován objekt souřadnicí v matici kontury, zjistí se postupným počítáním vzdáleností mezi po sobě jdoucími body a jejich součtem obvod. Do tohoto počítání jsou již zakomponovány korekční parametry, po dokončení výpočtu obvodu v pixelech již stačí výsledek vynásobit poměrem velikosti osy x nebo y [mm] a rozlišení v ose x nebo y[pixel] (pokud je rozlišení v obou osách stejné). Povrch objektu nadále spočítáme z šířky řezu, a pokud je k dispozici, ze vzdálenosti dalšího řezu v pořadí a jeho povrchu.

V poslední rámu jsou vyobrazeny výsledky již ne pro aktuální snímek, ale pro aktuálně zvolenou jehlici. Rám je přizpůsobený pro měření jehlic, takže zobrazuje pouze obvody a integrály intenzit jedné jehlice ve 3 řezech a celkový povrch. Všechny výsledky jsou k dispozici vypsány v Command Window anebo ve Workspace v uložených proměnných a v maticích. Při ukončení aplikace křížkem nebo tlačítkem „Konec“ zůstanou nadále zachovány globální proměnné s výsledky měření.

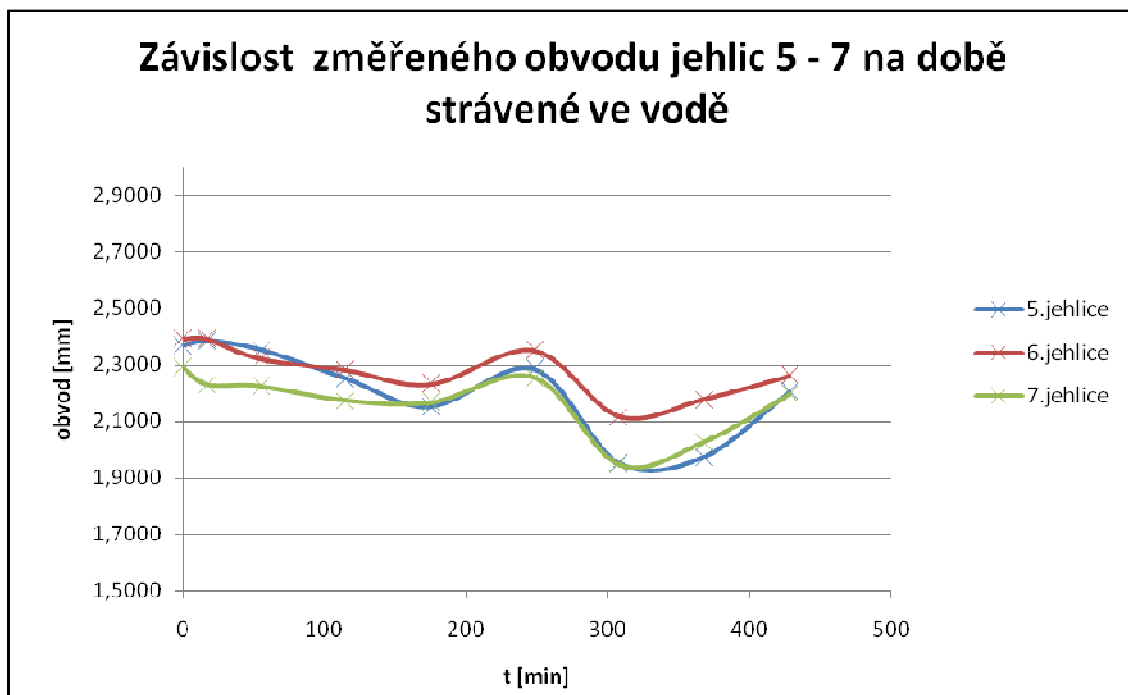
Všechny zdrojové kódy a některé snímky jehlic jsou umístěny na CD s přílohou.

6 VÝSLEDKY MĚŘENÍ JEHLIC

Pomocí vytvořené aplikace byly vyhodnoceny obvody a povrchy dvou sad jehlic. Byly měřeny primárně obvody jehlic, protože zadavatel projekt (Ústav systémové biologie a ekologie AV ČR) si dopočítá povrch pomocí matematických modelů jehlic. Pro představu je uvedena i tabulka s povrchy jehlic. Obvody byly určeny pro prostřední řezy. V první sadě se nacházelo jehlic sedm. Jsou to jehlice, které byly ponechány několik hodin ve vodě. Výsledky měření jsou vyobrazeny ve dvou grafech kvůli přehlednosti. Jehlice mají značné výkyvy změřeného obvodu, což je důsledkem nepřesné kalibrace přes průměr vnějšího kruhu (i přes manuální dohledání hrany válce) a zhoršenou kvalitu některých snímků. Jehlice č.4 byla jako jediná celých 7 dní ve vodě a tím nasákla větší množství vody. Z delšího pobytu ve vodě se roztáhla. Při manipulaci se pravděpodobně z povrchu odpařila část vody, čímž na snímku znázorňuje hranu. Z grafu na obr. 6.1 a 6.2 pozorujeme pozvolný pokles změřeného obvodu všech jehlic. Jehlice vodu absorbují, ale velmi malou mírou.

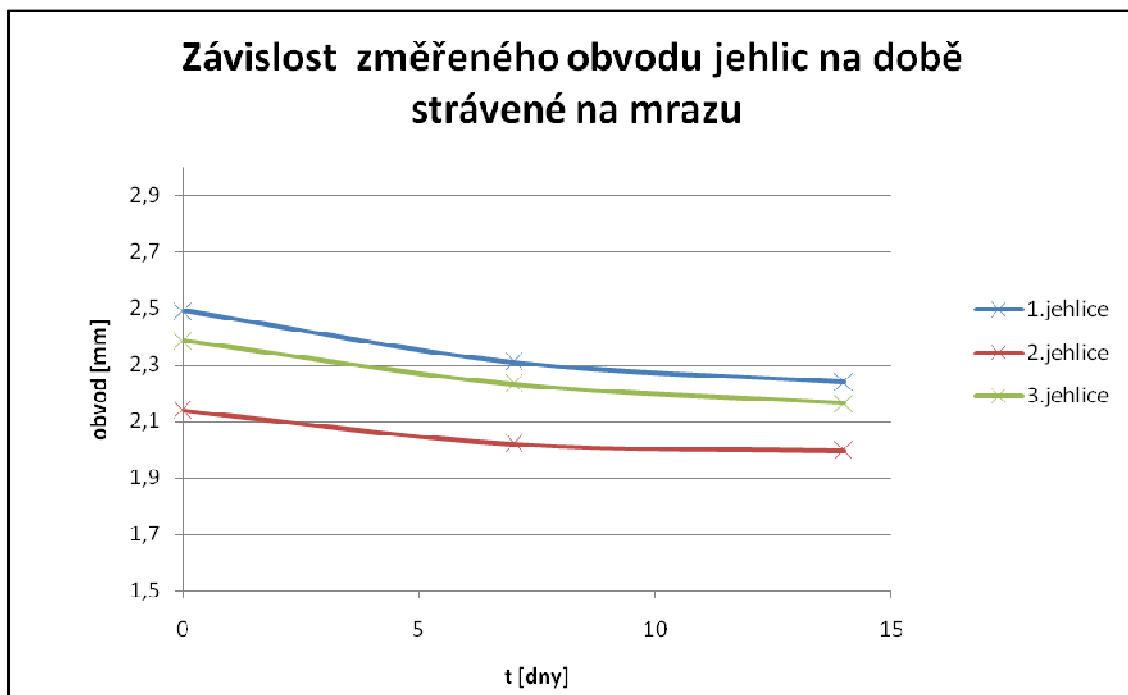


Obr. 6.1: Závislost obvodu jehlic 1 - 4 na době strávené ve vodě.



Obr. 6.2: Závislost obvodu jehlic 5 - 7 na době strávené ve vodě.

Ve druhém měření byly k dispozici pouze 3 jehlic. Nasnímány byly čerstvě utržené, poté byly vloženy do mrazáku. Po sedmi dnech bylo provedeno rozmrazení, snímání a opětovné zmrazení. Po dalších sedmi dnech se postup opakoval. U všech jehlic opět pozorujeme pokles změřeného obvodu. Pro konečný závěr je k dispozici malé množství vzorků. Nicméně u všech jehlic je hodnota obvodu po čtrnácti dnech menší než před vložení do mrazu.



Obr. 6.3: Závislost obvodu jehlic na době strávené na mrazu.

Tabulka 1: Závislost obvodu jehlic na době strávené ve vodě a ve vodě po předchozím zmrazení

t [min]	Obvod jehlic v prostředním řezu [mm]						
t [dny]	1.	2.	3.	4.	5.	6.	7.
0	2,4019	2,2985	2,6736	3,1986	2,3688	2,3929	2,2909
17	2,4592	2,3411	2,6670	3,2239	2,3858	2,3921	2,2309
55	2,4381	2,3436	2,6674	3,2609	2,3527	2,3228	2,2257
115	2,2435	2,0859	2,1245	3,0928	2,2519	2,2828	2,1734
175	2,1443	1,9138	2,1128	3,1159	2,1528	2,2322	2,1672
248	2,2425	2,1170	2,3108	3,1575	2,2860	2,3507	2,2559
308	1,6324	1,7471	1,8202	2,8938	1,9516	2,1170	1,9470
368	2,2096	1,7256	1,9408	3,0042	1,9746	2,1780	2,0269
428	2,1261	1,8628	2,2325	3,0682	2,2051	2,2623	2,1966
0	2,3873	2,2660	2,2996	-	-	-	-
7	2,6093	2,4304	2,4688	-	-	-	-
14	2,5997	2,4663	2,4341	-	-	-	-

Tabulka 2: Závislost povrchu jehlic na době strávené ve vodě a ve vodě po předchozím zmrazení

<i>t [min]</i>	<i>Povrch jehlic [mm²]</i>						
<i>t [dny]</i>	1.	2.	3.	4.	5.	6.	7.
0	44,7300	41,2077	43,5096	65,5034	42,3222	40,3435	41,5242
17	45,8030	42,4915	44,2196	60,1708	42,9765	41,4115	42,0015
55	45,2850	42,0605	44,0713	64,4025	43,2859	41,5840	41,2090
115	43,9714	40,2147	40,5439	58,6355	41,4644	40,9713	40,5193
175	43,0765	39,0849	40,5452	47,6191	40,4700	40,1813	40,3119
248	43,4613	39,6748	40,7924	46,5949	40,8025	41,0520	40,0881
308	41,8710	38,9707	39,9158	31,1923	40,5535	40,9284	41,1979
368	43,4427	39,1193	41,1295	34,7104	41,0056	40,9910	40,1060
428	43,7272	38,9931	41,7203	51,8068	41,5007	41,4084	40,8101
0	46,5289	42,3300	43,9946	-	-	-	-
7	46,0048	42,2143	44,7083	-	-	-	-
14	45,9125	41,6043	43,7383	-	-	-	-

7 ZÁVĚR

První dvě části práce se zabývají seznámením se s jevem magnetické rezonance a technikami počítačového zpracování obrazu. Byly vypsány fyzikální principy MR a jejich dvě interpretace. Dále následovalo popsání metod, které využívají tomografy k zobrazování řezů. Metod je několik druhů. Ty se odlišují v budičích signálech nebo stejnosměrných magnetických polích. Tímto je možné získávat snímky, zobrazující jak fyzikální tak chemické vlastnosti scény. Tomografy používají dvě metody rekonstrukce obrazu, které byly také popsány. Řezy jehlic nasnímaných metodou SE tomografem na ÚPT AV ČR jsou rekonstruovány metodou 2DFT.

Druhá část věnovaná zpracování obrazu popisuje několik druhů filtrů, ostřících algoritmů a segmentačních metod. Při vývoji aplikace byly vybrány ty metody, které se nejlépe osvědčily při zpracování tomografických snímků. Houghova transformace měla být původně použita ke zjištění šířky pravítka jako kalibračního objektu, ale od této metody kalibrace bylo upuštěno, protože na některých snímcích splývalo pravítko s držátkem.

Nedílnou součástí práce bylo vytvořit aplikaci ve vývojovém prostředí Matlab. Tato aplikace měla umožňovat snadné měření třech parametrů jehlic: obvod, povrch a integrál intenzit řezu. V předchozím semestru bylo vytvořeno několik skriptů umožňujících kalibraci měření, výřezy jehlic a měření obvodu jehlic. Ve stávajícím semestru již bylo vytvořeno grafické rozhraní aplikace, které mělo podobu rekurzivní funkce. Dále byly napsány funkce zajišťující chod a správný průběh měření. Většina metod na zpracování obrazu byla použita z knihoven Matlabu. Vypracovaná aplikace dokáže filtraci obrazu, případně následné ostření, kvůli objektům obsahujícím větší množství vody. Dále je schopna korigovat různá gradientní pole ve směrech X a Y. Kvůli různým hodnotám gradientu má průřez válce tvar elipsy namísto kružnice. Také byl odstraněn problém chybně zobrazených řádků. Hotová aplikace sice dokáže zpracovat libovolné množství snímků, ale grafické rozhraní je dimenzováno pro měření 10 snímků. Všechny výsledky jsou však vypsány v příkazovém řádku a jsou přístupné v okně s proměnnými i po vypnutí aplikace. Tato aplikace byla vytvořena tak, aby měl uživatel plnou kontrolu nad měřením a mohl si určovat i přes kalibraci své vlastní hodnoty. Případně cokoli změnit v globálních proměnných.

Bylo provedeno experimentální měření, které mělo určit, zdanou jehlice schopny nasáknout vodu po několikahodinovém namočení. Dále bylo provedeno měření, zda jehlice změni svůj povrch při čtrnácti dnech strávených na mrazu. Charakteristiky při měření nasáklivosti mají lehce klesavou tendenci, která značí malou absorpci vody do jehlic. Při tomto měření by obvod jehlic měl klesat, protože se molekuly vody dostávají pod povrch a tím se zvyšuje odezva FID signálu v místě jehlic. Při měření změny povrchu mražených jehlic byly lineární regrese také klesající. Pro další měření by bylo vhodné přidat k jehlicím další kalibrační objekt kruhového průřezu. Vhodné řešení by mohlo spočívat v kousku optického vlákna. Kalibrace by se provedla pomocí vlákna a korekce chyby gradientních polí pomocí vnějšího kruhu.

POUŽITÉ ZDROJE

- [1] DRASTICH, A. *Tomografické zobrazovací systémy*. 1. vyd. Vysoké učení technické v Brně : MJ Servis s.r.o., Brno, 2004. 208 s. ISBN 80-214-2788-4.
- [2] Bartušek, K. Skriptum MR s difuzí, v tisku verze 1. října.
- [3] Bartušek, K. Ústní výklad problematiky, ÚPT AV Brno.
- [4] HLAVÁČ, V., ŠONKA, M. *Počítačové vidění*. Praha : Grada, 1992. 250 s. ISBN 80-85424-67-3.
- [5] SAMPLES.CZ. *Detekce hran v obrázku* [online, cit. 12.12.2009].
Dostupné z: <<http://www.samples.cz/clanky/detekce-hran-v-obrazku-priklad-v-matlabu/>>
- [6] GENČŮR, M. *NÁSTROJ NA ZPRACOVÁNÍ FOTOGRAFOVANÉHO TEXTU*. Brno : [s.n.], 2007. 29 s. Bakalářská práce.
- [7] MARCHAND, P.; HOLLAND, O. T.. *Graphics and GUIs with Matlab*. Third edition. Florida : CRC Press, 2000. 515 s. ISBN 1-58488-320-0.
- [8] ZAPLATÍLEK, K.; DOŇAR, B.. *Matlab : tvorba uživatelských aplikací*. Praha : BEN, 2004. 209 s. ISBN 80-7300-133-0.

SEZNAM SYMBOLŮ, VELIČIN A ZKRATEK

L	$[\text{kg.m}^2.\text{s}^{-1}]$	moment hybnosti
μ	$[\text{A.m}^2]$	magnetický moment
γ	$[\text{rad.s}^{-1}.\text{T}^{-1}]$	gyromagnetický poměr
γ'	$[\text{MHz}.\text{T}^{-1}]$	gyromagnetický poměr
f_0	$[\text{Hz}]$	Larmorova frekvence
$\mathbf{B}_0$	$[\text{T}]$	vnější homogenní magnetické pole
ΔE	$[\text{J}]$	rozdíl energetických hladin
$\hbar$	$[\text{J.s}]$	Planckova konstanta
$\mathbf{M}$	$[\text{A.m}^2]$	vektor magnetizace
k	$[\text{J.K}^{-1}]$	Boltzmanova konstanta
T	$[\text{K}]$	absolutní teplota
N	$[-]$	počet dipólů
ρ	$[\text{Hz}^{-1}]$	spektrální spinová hustota
T_1	$[\text{s}]$	podélná relaxační doba
T_2	$[\text{s}]$	příčná relaxační doba
T_2^*	$[\text{s}]$	efektivní relaxační doba
T_2^{**}	$[\text{s}]$	korigovaná efektivní relaxační doba
T_3	$[\text{s}]$	relaxační doba způsobená nehomogenitou $\mathbf{B}_0$
t	$[\text{s}]$	čas
A	$[-]$	amplituda
$\mathbf{G}$	$[\text{T}]$	gradientní pole
C	$[-]$	míra zostření
h	$[-]$	matice masky
n	$[-]$	hodnota prahu
d	$[\text{m}]$	průměr kružnice
h	$[\text{m}]$	vzdálenost řezů
O_1, O_2	$[\text{m}]$	obvod
S	$[\text{m}^2]$	obsah pláště
H_1, H_2	$[-]$	matice Laplace

MR	magnetická resonance
MRI	magnetic resonance imaging
RF	radiofrekvenční
2DFT	dvourozměrná Fourierova transformace
FID	free nduction decay

SEZNAM PŘÍLOH

A	Ukázka zdrojových kódů	38
A.1	Nalezení objektů z matice kontur	38
A.2	Integrál intenzit	39
A.3	Povrch jehlic	40

A UKÁZKA ZDROJOVÝCH KÓDŮ

A.1 Nalezení objektů z matice kontur

```
function [ pozice ] = find_needle( p,contura )
%Funkce hledající ze zadanych souradnic(p) objekt z matice (contura),
%hledá nejkratsi vzdalenost mezi bodem a objekty v matici contura
%vystupem je pocatecni pozice v matici contur kde posloupnost bodu
%objektu
pocet_objektu = 0;
sum = 0;
pozice = 0;
min_vzdalenost = 200;
while sum+1 ~= length(contura)
    if pocet_objektu ==0
        for i= 2:1:contura(2,sum+1)
            vzdalenost = sqrt(((contura(2,i)-p(2))^2)+...
                ((contura(1,i)-p(1))^2));
            if vzdalenost < min_vzdalenost
                min_vzdalenost = vzdalenost;
                pozice = sum +2;
            end
        end

        pocet_objektu = pocet_objektu +1;
        sum = contura(2,1+sum)+sum;    %SUM +2 = pocet nasledujicich
                                     %bodu vymezujicich dalsi objekt

    else
        for i= 2:1:contura(2,sum+2)
            vzdalenost = sqrt(((contura(2,i+sum)-p(2))^2)...
                +((contura(1,i+sum)-p(1))^2));
            if vzdalenost < min_vzdalenost
                min_vzdalenost = vzdalenost;
                pozice = sum +2;
            end
        end

        pocet_objektu = pocet_objektu +1;
        sum = contura(2,2+sum)+sum+1;    %SUM +2 = pocet
                                     %nasledujicich bodu vymezujicich dalsi objekt

    end

end
if pozice ==2
    pozice = 1;
end
end
```

A.2 Integrál intenzit

```
function [ suma ] = integral_intenzit( cdata,p,intenzita )
%Funkce pocitajici integral intenzit pomoci, snimku v grayscale,
souracnic
%objektu a prahove intenzity

imshow(cdata)
hold on;
kontura = contour(cdata,[intenzita intenzita],'y'); %zobrazeni snimku
hold off;
kontura = round(kontura)
pozice = find_needle(p,kontura); %nalezeni objektu v matici kontur
nejmensi =512;
nejvetsi = 1;
suma = 0;
suma = uint16(suma);
o = 1;
vaha = 1;
for i=1:1:kontura(2,pozice) %nalezeni horni a dolni hranice
    vycet(1,i) = kontura(1,pozice+i);
    vycet(2,i) = kontura(2,pozice+i);
    if kontura(2,i+pozice)<nejmensi
        nejmensi = kontura(2,i+pozice);
    elseif kontura(2,i+pozice)>nejvetsi
        nejvetsi = kontura(2,i+pozice);
    end
end
%////////////////////////////////////
nejvetsi
nejmensi
for i = nejmensi:1:nejvetsi
    nejmensi2 = 512;
    nejvetsi2 = 0;
    for j=1:1:kontura(2,pozice) %nalezeni aktualnih mezi v ose x

        if kontura(1,j+pozice)<nejmensi2 && kontura(2,j+pozice) == i
            nejmensi2 = kontura(1,j+pozice);
        elseif kontura(1,j+pozice)>nejvetsi2 && kontura(2,j+pozice) == i
            nejvetsi2 = kontura(1,j+pozice);
        end
    end
    %////////////////////////////////////

    for j = nejmensi2:1:nejvetsi2
        if cdata(i,j) < intenzita
            suma = uint16(cdata(i,j))*vaha + suma;
            vaha =1;
        end
    end
end

end
suma; %integral s omezenim souctu intenzity
end
```


A.3 Povrch jehlic

```
function [ povrch ] = needle_surface(...
obvody,sirka_rezu,vzdalenost_rezu,cislo_jehlice)
%Funkce vracející povrch jehlice ze vstupních parametru matice se
%zmerenými obvody, sirky rezu, vzdalenosti rezu a poradi jehlice.
a = size(obvody)
pocet_rezu =a(1);
povrch = 0;
for i = 1:1:pocet_rezu
    if i ==pocet_rezu    %vypocet pro poslední obvod
        povrch = povrch + obvody(i,cislo_jehlice)*sirka_rezu;
    else
        povrch = povrch+obvody(i,cislo_jehlice)*sirka_rezu+...
        (obvody(i,cislo_jehlice)+obvody(i+1,cislo_jehlice))*vzdalenost_rezu/2;
    end
end

end
```