

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

DIPLOMOVÁ PRÁCE

Brno, 2024

Bc. Ondřej Melichar



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

PROSTOROVÁ KOREGISTRACE MULTIMODÁLNÍCH MRI DAT PROSTATY

MULTIMODAL SPATIAL COREGISTRATION IN MRI DATA OF PROSTATE

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. Ondřej Melichar

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Lubomír Vojtíšek, Ph.D.

BRNO 2024

Diplomová práce

magisterský navazující studijní program **Biomedicínské inženýrství a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Student: Bc. Ondřej Melichar

ID: 211669

Ročník: 2

Akademický rok: 2023/24

NÁZEV TÉMATU:

Prostorová koregistrace multimodálních MRI dat prostaty

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Proveďte rešerši publikací zaměřených na koregistraci medicínských obrazových dat, zaměřte se na data s rozdílnými kontrasty. 2) Nastudujte parametry obrazů naměřených sekvencemi s vážením T1w, DWI, T2w. 3) Navrhněte metodiku hodnocení kvality koregistrace. 4) Ověřte vhodnost stávajících programových nástrojů pro koregistrace obrazů prostaty. 5) Na souboru reálných dat proveďte koregistraci jednotlivých modalit vámi vybraným nástrojem. 6) Výsledky diskutujte a zhodnoťte.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] Rosenkrantz AB, Padhani AR, Chenevert TL, et al. Body diffusion kurtosis imaging: Basic principles, applications, and considerations for clinical practice. *J Magn Reson Imaging*. 2015;42(5):1190-1202.
- [2] D.P. Shamonin, E.E. Bron, B.P.F. Lelieveldt, M. Smits, S. Klein and M. Staring, "Fast Parallel Image Registration on CPU and GPU for Diagnostic Classification of Alzheimer's Disease", *Frontiers in Neuroinformatics*, vol. 7, no. 50, pp. 1-15, January 2014.

Termín zadání: 5.2.2024

Termín odevzdání: 22.5.2024

Vedoucí práce: Ing. Lubomír Vojtíšek, Ph.D.

prof. Ing. Valentine Provazník, Ph.D.
předseda rady studijního programu

UPOZORNĚNÍ:

Autor diplomové práce nesmí při vytváření diplomové 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

Většina existujících nástrojů pro zpracování medicínských obrazů podporuje několik modalit, datových typů a nabízí širokou paletu funkcí, ale často se specializují na rozbor snímků mozku. Předmětem práce je analýza současných technik pro koregistraci 3D MRI snímků a jejich využití na vyšetření prostaty. Cílem je kvalitní a rychlá metoda koregistrace T2 morfologických snímků s důrazem na experimentální T2 ρ sekvenci, která by mohla mít uplatnění při diagnostice karcinomu prostaty.

Klíčová slova

Koregistrace, multiparametrické MRI, T2 ρ sekvence, prostata

Abstract

Most of the current medical image processing toolboxes support several modalities, data types and they offer a plethora of functions, however, they are often specialized on brain image analysis. The subject of this work is an overview of current techniques used in 3D MRI image coregistration and their adoption for prostate examination. The goal is a rapid high-quality coregistration method of T2 morphologic images with emphasis on the experimental T2 ρ sequence, which could be used in the diagnosis of prostate cancer.

Keywords

Coregistration, multiparametric MRI, T2 ρ sequence, prostate

Bibliografická citace

MELICHAR, Ondřej. Prostorová koregistrace multimodálních MRI dat prostaty . Brno, 2024. Dostupné také z: <https://www.vut.cz/studenti/zav-prace/detail/159759>. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Lubomír Vojtíšek.

Prohlášení autora o původnosti díla

Jméno a příjmení studenta:	Ondřej Melichar
VUT ID studenta:	211669
Typ práce:	Diplomová práce
Akademický rok:	2023/24
Téma závěrečné práce:	Prostorová koregistrace multimodálních MRI dat prostaty

Prohlašuji, že svou závěrečnou práci jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucí/ho závěrečné 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 závěrečné práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této závěrečné 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 části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne: 22. května 2024

podpis autora

Poděkování

Děkuji své rodině a přátelům za podporu při studiu.

Děkuji vedoucímu diplomové práce Ing. Lubomíru Vojtíškovi, Ph.D. za trpělivost.

V Brně dne: 22. května 2024

podpis autora

Obsah

SEZNAM OBRÁZKŮ	9
SEZNAM TABULEK.....	10
ÚVOD	11
1. KOREGISTRACE	12
1.1 METODY ZALOŽENÉ NA KONTRASTU	12
1.1.1 <i>Střední kvadratická odchylka</i>	12
1.1.2 <i>Korelace</i>	12
1.1.3 <i>Vzájemná informace</i>	13
1.2 METODY ZALOŽENÉ NA ORIENTAČNÍCH BODECH.....	13
1.2.1 <i>Párování bodů mezi obrazy</i>	13
1.3 OPTIMALIZACE KRITÉRIA	13
1.4 TRANSFORMAČNÍ MATICE	13
1.5 INTERPOLACE PIXELŮ	14
1.6 SPECIFIKA KOREGISTRACE V MEDICÍNĚ	15
1.7 SCHÉMA REGISTRACE	15
2. MULTIPARAMETRICKÉ MRI	17
2.1 T1 VÁHOVANÝ OBRAZ	18
2.2 T2 VÁHOVANÝ OBRAZ.....	19
2.3 KOMBINACE T1 A T2 VÁHOVÁNÍ.....	20
2.3.1 <i>Standardní spin-echo</i>	20
2.3.2 <i>Protonová hustota</i>	20
2.3.3 <i>Difúzně váhované zobrazení (DWI)</i>	20
2.3.4 <i>Dynamické kontrastní zobrazení (DCE)</i>	21
2.4 MRI SPEKTROSKOPIE.....	21
2.5 ZVÝŠENÍ KVALITY SNÍMKOVÁNÍ.....	22
3. HODNOCENÍ KVALITY KOREGISTRACE.....	23
3.1 DICEŮV KOEFICIENT (DSC).....	23
3.2 HAUSDORFFOVA VZDÁLENOST	23
4. SOUČASNÉ KOREGISTRAČNÍ SOFTWARE	24
4.1 INSIGHT TOOLKIT	24
4.1.1 <i>Vzorkovací strategie</i>	24
4.1.2 <i>Registrační maska</i>	24
4.1.3 <i>Více stupňová registrace</i>	24
4.2 ADVANCED NORMALIZATION TOOLS	25
4.3 STATISTICAL PARAMETRIC MAPPING	25
4.4 FMRIB SOFTWARE LIBRARY	25
4.5 FIREVOXEL	25
5. VLASTNÍ NÁSTROJ	27
5.1 POUŽITÝ DATASET	27

6. DISKUSE VÝSLEDKŮ	28
6.1 2D MODELOVÁ REGISTRACE	28
6.2 3D MODELOVÁ REGISTRACE	29
6.3 3D REGISTRACE NA REÁLNÝCH DATECH	30
ZÁVĚR	33
LITERATURA.....	34
SEZNAM SYMBOLŮ A ZKRATEK	37
SEZNAM PŘÍLOH.....	38

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1: Přehled obrazových transformací	14
Obrázek 2: Příklad 3D ROI prostaty v transversálním (vlevo) a frontálním (vpravo) zobrazení	15
Obrázek 3: Vychýlení vektoru magnetizace a jeho návrat, převzato z [7].....	18
Obrázek 4: Schéma T1 obnovy	19
Obrázek 5: Schéma T2 poklesu	19
Obrázek 6: Srovnání módů nutných pro výpočet ADC s označenou nádorovou lézí, převzato z [3]	21
Obrázek 7: Přejít mezi stupni podvzorkování se většinou projeví skokovým nárůstem kritériální funkce z důvodu doplnění detailů	25
Obrázek 8: Vizuální porovnání způsobů registrace. Původní T2 ρ obraz s vyznačenými stehenními tepnami (vlevo), registrace pomocí akvizitních parametrů (uprostřed) a optimalizovaná registrace (vpravo).....	26
Obrázek 9: Proces 2D registrace s grafem minimalizace kritéria	29
Obrázek 10: Výsledné metriky 2D registrace, modrá-před a oranžová-po	Chyba! Záložka není definována.
Obrázek 11: Proces 3D registrace s grafem minimalizace kritéria	30
Obrázek 12: Výsledné metriky 3D registrace, modrá-před a oranžová-po	30
Obrázek 13: Proces 3D registrace T2 ρ snímku s grafem minimalizace kritéria	31
Obrázek 15: Výsledné metriky 3D registrace T2 ρ snímku, modrá-před a oranžová-po.....	32

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1: Průměrné metriky ze 100 registrovaných 2D obrazů.....	28
Tabulka 2: Průměrné metriky ze 100 registrovaných 3D obrazů.....	30
Tabulka 3: Průměrné metriky ze 198 registrovaných 3D T2 ρ snímků (ITK)	31
Tabulka 4: Průměrné metriky ze 198 registrovaných 3D T2 ρ snímků (SPM).....	32

ÚVOD

Zobrazování prostaty pomocí magnetické rezonance (MRI) má největší uplatnění v diagnostice a léčbě rakoviny prostaty, která je spolu s rakovinou plic nejčastějším typem nově diagnostikovaných případů u mužů [8]. Snímkování je zde s výhodou využíváno díky svému vysokému prostorovému i kontrastovému rozlišení, bez nutnosti použití ionizačního záření.

Včasná diagnóza je prvním krokem k úspěšné léčbě jakékoliv nemoci a u rakoviny to platí dvojnásob. Konkrétně pro rakovinu prostaty se v ČR provádí iniciální screening pohmatem prostaty, nebo rozborem z krve a stanovením hladiny prostatického specifického antigenu (PSA). Transrektální ultrazvukové zobrazování (UZ), nebo lépe multiparametrické MRI je následně využito k lokalizaci nádoru pro odebrání vzorku nádoru (biopsii), ze kterého je určeno, zda se jedná zhoubný (maligní), nebo nezhoubný (benigní) nádor. S touto informací je pak dále nakládáno v terapii. MRI je pak využito i ke sledování vývoje a srovnání pozámkového stavu s tím původním. V této fázi je potřeba slícovat snímky z různých způsobů a časů pořízení, aby bylo možné vyhodnotit úspěšnost zákroku.[1] V případě prostaty je využito T1 a T2 vážené zobrazení pro vizualizaci anatomie, které je doplněno o funkční a metabolické informace využitím dynamického kontrastního (Dynamic Contrast-Enhanced – DCE) a difuzně váženého zobrazení (Diffusion Weighted Imaging – DWI).[4]. Tato kombinace snímků dovoluje mimo pouhého určení přítomnosti nádoru specifikovat i jeho pozici, velikost a napovědět v jakém stádiu se nádor nachází. [14] [15]

Hodnocení kvality pořízených snímků a jejich dalšího zpracování je klíčové pro vyvození správných závěrů a důvěru v ně. Důležitá je i systematizace určování diagnózy, které bude co nejméně závislé na předešlých zkušenostech radiologa.[5]

1. KOREGISTRACE

Koregistrací je rozuměn proces lícování dvou, nebo více obrazů zobrazujících stejné objekty na sebe. To vede k možnosti získání několika druhů informace, z různých sensorů, v různém čase, nebo porovnání mezi objekty a například jejich následné klasifikaci.[2]

V závislosti na podobnosti referenčního a lícovaného obrazu je třeba zvolit vhodnou metodu. Podobnost závisí převážně na zdrojové modalitě a způsobu akvizice, ale je možné ji upravit předzpracováním obrazů. Častým postupem je tak konverze do šedo-tónové škály, nebo do hranové mapy.

1.1 Metody založené na kontrastu

První skupina metod pracuje s celými obrazy a porovnává intenzity v jednotlivých odpovídajících si pixelech. Využívají jednu, nebo více metrik a prohledávají prostor řešení, jehož velikost se odvíjí od stupňů volnosti transformace. K prohledání mohou používat hrubou sílu, nebo optimalizační algoritmy. Seznam metod zde zmíněných není vyčerpávající a jsou vybrány pouze ty nejčastěji používané. Další metody je možné nalézt v [2]. [18]

1.1.1 Střední kvadratická odchylka

Cílem je minimalizace odchylky v intenzitě mezi spárovaný pixely. Následující vzorec

$$C = \frac{1}{N} \sum_{x=0, y=0}^N (f(x, y) - g(x, y))^2, \quad (1.1)$$

kde $f(x,y)$ představuje statický obraz, $g(x,y)$ lícovaný obraz, N je rovno celkovému počtu pixelů v obraze a C je výsledná hodnota kritéria, slouží k výpočtu kvadratické odchylky mezi obrazy. Nevýhodou tohoto přístupu je jeho nízká odolnost vůči nestejným akvizičním podmínkám mezi obrazy.

1.1.2 Korelace

Tato metrika měří podobnost dvou obrazů a je ji tedy třeba maximalizovat. Počítá se podle vzorce

$$C = \frac{\sum_{x=0, y=0}^{x*y} [(f(x,y) - \bar{f}) \cdot (g(x,y) - \bar{g})]}{\sqrt{\sum_{x=0, y=0}^{x*y} [f(x,y) - \bar{f}]^2 \cdot \sum_{x=0, y=0}^{x*y} [g(x,y) - \bar{g}]^2}}, \quad (1.2)$$

kde $f(x,y)$ představuje statický obraz, $g(x,y)$ lícovaný obraz, \bar{f} a \bar{g} reprezentují průměrné intenzity pixelů v obrazech a C je výsledná hodnota kritéria, její hlavní výhodou je normalizace obrazu.[11]

1.1.3 Vzájemná informace

Vzájemná informace (mutual information = MI) je založená na dílčích a sdruženém histogramu intenzit obou obrazů. Z každého ze tří histogramů je spočítána entropie, ze které je následně podle vzorce spočtena hodnota MI

$$C = H_A + H_B - H_{A,B}, \quad (1.3)$$

kde H_A a H_B odpovídají dílčím entropiím obrazů, $H_{A,B}$ reprezentuje sdruženou entropii a C je výsledná hodnota kritéria. Výhodou je odolnost vůči jasové nestejnomyšlnosti. [25]

1.2 Metody založené na orientačních bodech

V případě, že se lícované obrazy značně liší, nebo je mezi nimi například jen částečný překryv, je lepší využít metodu, která se soustředí na lícování jen v konkrétních bodech místo celého obrazu. Tyto body mohou být manuálně, nebo automaticky vybrané a jedná se o místa, která vyčnívají z okolí, tak aby je bylo možné dobře spárovat mezi obrazy. Pokud se v obraze takové body nevyskytují přirozeně, je možné do scény doplnit určité značky, které se propíší do obou obrazů a poslouží tak pro orientaci, případně mohou plnit i další podpůrnou úlohu (měření velikost, odhad deformace).

1.2.1 Párování bodů mezi obrazy

Pro každý z orientačních bodů je potřeba informace o jeho pozici v obraze a popisná charakteristika jeho okolí, aby bylo možno ho ztotožnit mezi obrazy.

V závislosti na druhu transformace se liší potřebný počet bodů pro provedení koregistrace. U rigidních transformací stačí nízký počet bodů, ale u nelineárních jich mohou být vyšší desítky.[6]

1.3 Optimalizace kritéria

Registrace obrazů je iterativní proces. V každém cyklu je provedeno lícování s aktuálními parametry transformační matice. Následně je vypočtena kritériální funkce v daném bodu prostoru. Poté jsou podle zvoleného optimalizačního algoritmu zvoleny nové parametry transformace a postupnými kroky je směřováno ke globálnímu, nebo alespoň lokálnímu optimu funkce. V tomto bodě je hledání ukončeno a výsledkem jsou nalezené parametry transformace.

1.4 Transformační matice

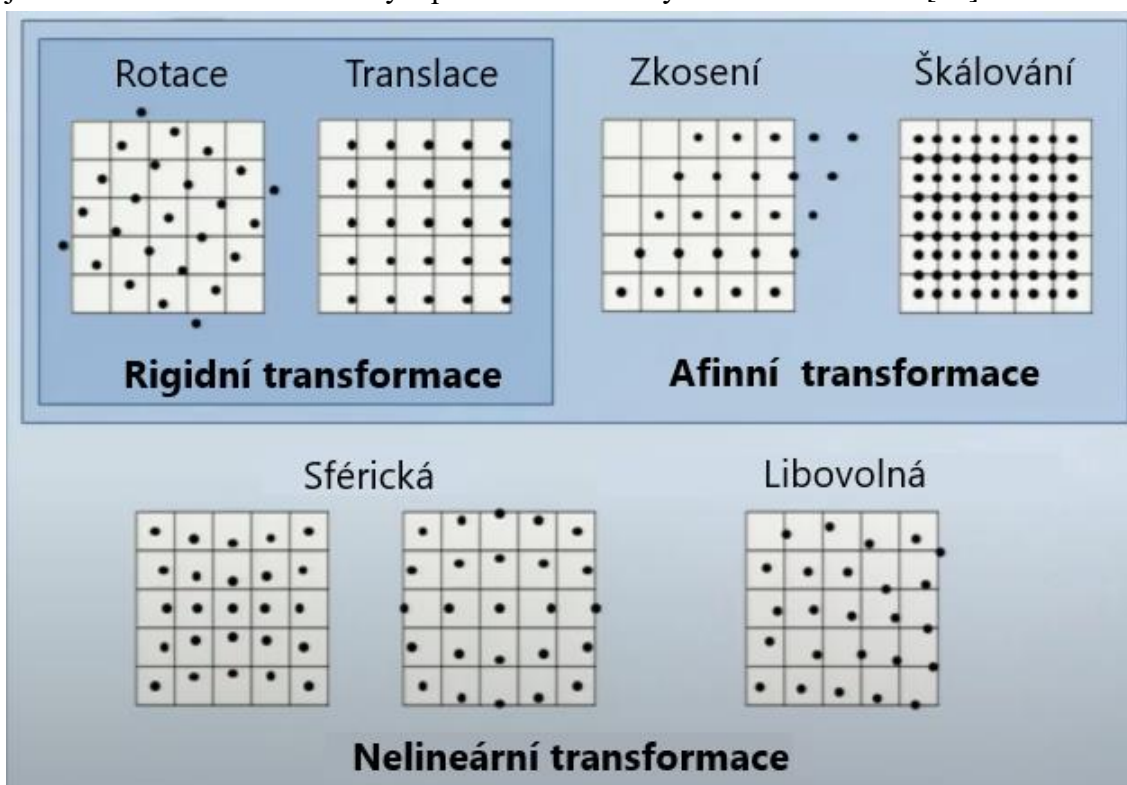
Volba vhodné transformace je nutná k provedení kvalitního lícování a zároveň může zkrátit jeho čas, protože vyžaduje méně parametrů. Jednotlivé transformace jsou

rozdělené do tří skupin podle zachovaných vlastností pixelové mřížky (viz. Obrázek 1).

Nejstriktnější skupinou jsou rigidní transformace. Ta je limitována zachováním pravoúhlosti a vzdáleností bodů v mřížce. Obraz je tak možné pouze rotovat, nebo posouvat.

Druhou skupina transformací se nazývá afinní. Tato je stále lineární a je tak možné operace provést v libovolném pořadí, ovšem limitem je pro ní pouze zachování rovnoběžnosti linií mřížky. Operace z této skupiny dovolují měnit velikost obrazu, nebo jeho zkosení.

Nejméně restriktivní skupinou jsou nelineární transformace. Zde je možné provést jakoukoli transformace mřížky a příkladem může být zakřivení obrazu. [17]



Obrázek 1: Přehled obrazových transformací

1.5 Interpolace pixelů

V situaci, kdy dojde při registraci obrazů k transformaci pozice pixelů mimo pixelovou mřížku cílového obrazu je nutno hodnoty v těchto bodech numericky odhadnout. Zde je opět možnost využít několik metod, které se liší svojí výpočetní náročností a kvalitou interpolace. Pro všechny typy interpolace je společné určení okolních bodů (velikost okolí se odvíjí od použité metody a počtu dimenzí obrazu) a následná interpolace z jejich intenzit.

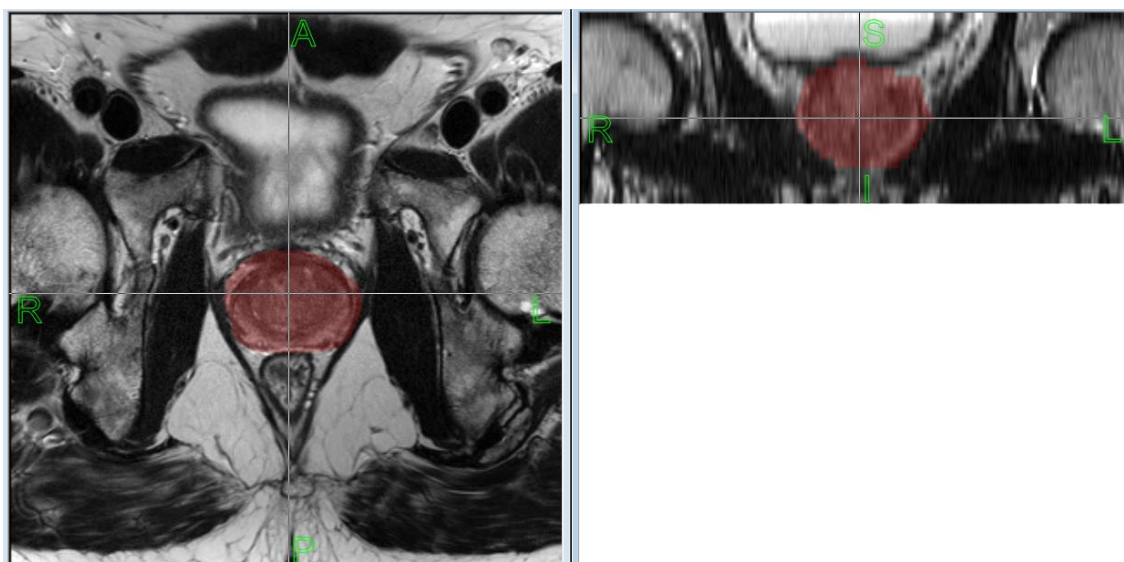
Nejjednodušší možností je metoda nejbližšího souseda, která přímo převezme hodnotu jasu nejbližšího bodu.

Další metodou je lineární interpolace, zde je mezi okolními body vedena přímka, jejíž průsečík s pozicí nového bodu určuje jeho hodnotu.

Pro kubickou a další interpolace je okolí širší, čímž je brán v úvahu vliv více bodů, tyto jsou proloženy složitější funkcí, která by měla lépe odhadovat výslednou intenzitu.

1.6 Specifika koregistrace v medicíně

V medicínských aplikacích se ve snímcích často vyskytují další objekty mimo zájmovou oblast (region of interest = ROI). Je možné tak tuto oblast ohraničit a cílit kvalitní lícování pouze na ni. Toho lze s výhodou využít pro zkvalitnění registrace a usnadnění výpočtu a tím šetření času. Na druhou stranu toto vyžaduje manuální, případně poloautomatickou segmentaci ze strany personálu v označení ROI. [19]



Obrázek 2: Příklad 3D ROI prostaty v transverzálním (vlevo) a frontálním (vpravo) zobrazení

1.7 Schéma registrace

Při registraci dvou obrazů je otázka schématu irelevantní. Na významu nabývá až u vzájemné registraci tří a více obrazů, kdy je potřeba vybrat v jakém vztahu k sobě budou obrazy registrovány. To se odvíjí od konkrétní aplikace, ale existují v zásadě tři schémata.

Tím prvním je hvězdicové schéma. Shoda názvu s architekturou databází není náhodná, protože stejně jako tam, je i zde zásadní jeden centrální obraz, ke kterému jsou jednotlivě registrovány ostatní. Tento postup je vhodný např. při registraci snímků z různých modalit, kde je zobrazována stejná scéna, ale jiným způsobem.

Dalším schématem je řetězové schéma, kde je následující obraz v sekvenci vždy registrován k tomu předešlému. To může být výhodné u video sekvencí, např. pro obrazovou stabilizaci.

Třetím způsobem je postupné připojování snímků do velkého obrazu. Tato metoda je vhodná v případě, že snímky mají jen mírný překryv, či některé navzájem dokonce žádný. Typickou aplikací může být spojování leteckých, nebo satelitních snímků do map. [16]

2. MULTIPARAMETRICKÉ MRI

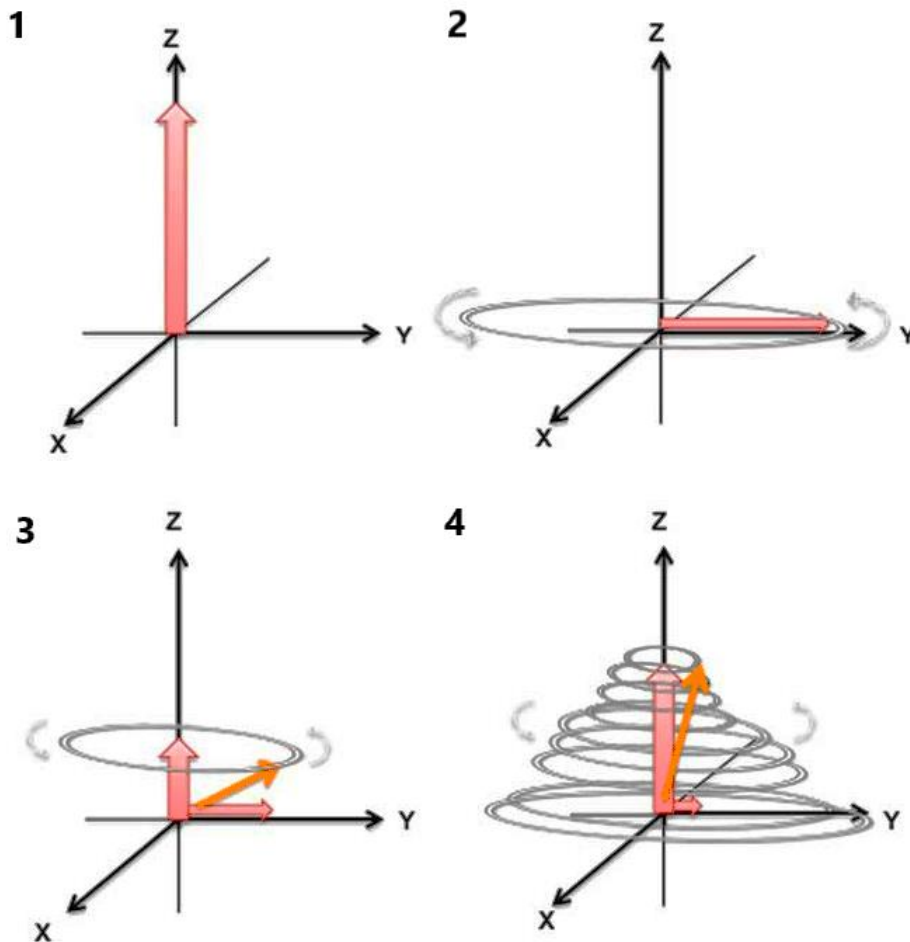
Hlavní výhodou MRI je jeho nezávadnost, která plyne z principu metody, kde není třeba využít ionizující záření, nebo kontrastní barviva (vyjma některých sekvencí např. DCE) pro získání kvalitního obrazu. Je tedy vhodné k opakovanému snímkování a sledování vývoje tkáně.

Multiparametrické MRI dále dovoluje různými módy zobrazovat jak strukturní, tak funkční snímky, což při správně provedené koregistraci dovoluje plně porozumět aktuálnímu stavu tkáně.[3]

Mezi slabiny MRI patří jeho vysoká pořizovací cena i nákladná údržba a dlouhá doba snímkování, která plyne ze dvou důvodů. Tím prvním je fyzikální podstata snímkování, kdy je třeba vyčkat mezi stimulačním RF pulzem a odečtem hodnoty přijatého signálu (time to echo = TE). Druhým důvodem je prostorová lokalizace původu signálu, která je pro 2 ze 3 os řešena frekvenčním gradientem který je možno použít naráz, ovšem ve 3. ose je třeba aplikovat fázový posun, který je nutno střídát a obraz postupně „skenovat“.

Obraz získaný z MRI je mapou rozložení hodnoty magnetizace ve tkáni. Kontrast mezi tkáněmi je ovlivněn použitím specifické sekvence a načasováním stimulačních pulzů a odečtu přijatého signálu.

Standardní sekvence vždy začíná 90° RF pulzem (viz. Obrázek 3). V obrázku je v bodě 1 zobrazen vektor magnetizace voxelu zarovnan s výchozím magnetickým polem B_0 v ose z. Bod 2 zobrazuje situaci po aplikaci RF pulzu, kdy došlo k vychýlení vektoru do transverzální roviny xy. V tuto chvíli se začíná indukovat napětí na přijímacích cívkách, což je zdrojem signálu pro vznik obrazu. Protony rotují kolem podélné osy a postupně ztrácejí energii a vracejí se k ose z, což je vidět v bodě 3. Následně v bodě 4 je zarovnání takřka dokončeno a signál mizí.

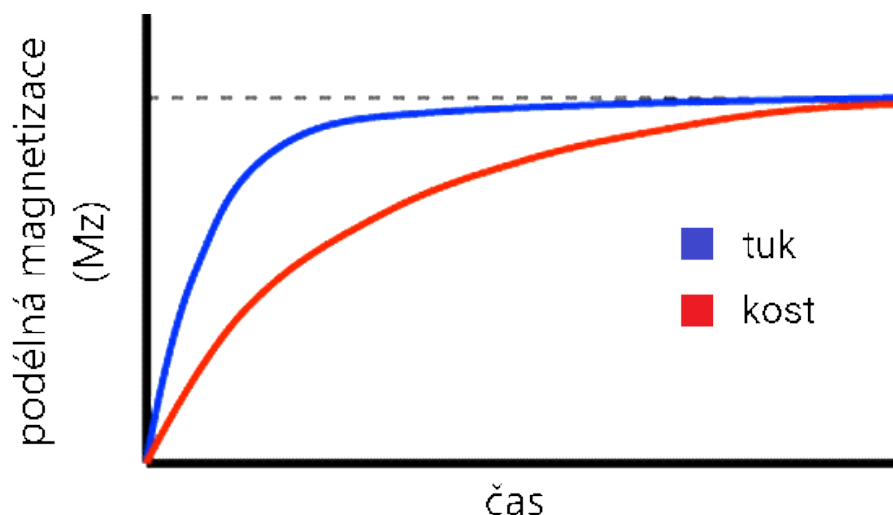


Obrázek 3: Vychýlení vektoru magnetizace a jeho návrat, převzato z [7]

2.1 T1 váhovaný obraz

Pro T1 váhovaný obraz je charakteristická sekvence dvou RF pulzů, kdy načasování mezi pulzy (time to repetition = TR) nedovolí kompletní návrat magnetizace do výchozí hodnoty a krátkého TE po 2. pulzu pro odstranění vlivu T2 váhování. Kontrast tak odpovídá rychlosti návratu tkáně do výchozí pozice magnetizace po jejím vychýlení z ní (viz. Obrázek 4).

Rozlišení mezi jednotlivými druhy tkáně je možno upravit modifikací TR, čímž lze zviditelnit konkrétní tkáň v obraze. [13]

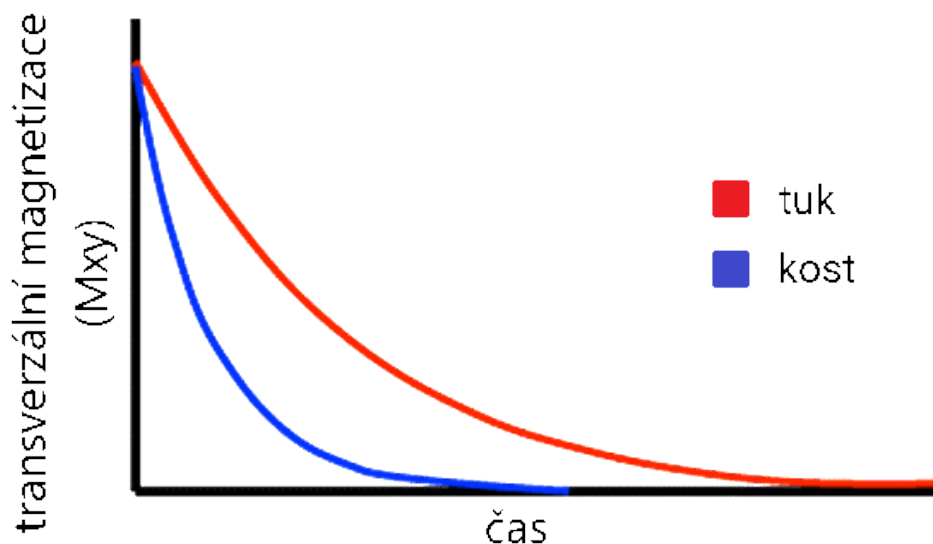


Obrázek 4: Schéma T1 obnovy

2.2 T2 váhovaný obraz

V T2 váhovaném obraze je sekvence tvořena pouze jedním RF pulzem a následném odečtu hodnoty signálu. Klíčová je zde délka TE, která určuje rozlišení mezi typy tkání. [24]

Naměřený kontrast je stejně jako u T1 úměrný rychlosti návratu tkáně do výchozí pozice magnetizace, ale kvůli absenci úvodního RF pulzu a delšímu TE zde mají všechny tkáně stejnou výchozí pozici a je porovnávána jejich spinová relaxace (viz. Obrázek 5).



Obrázek 5: Schéma T2 poklesu

K projevům T2 relaxace dochází z několika důvodů. Tím prvním jsou nedokonalosti v homogenitě magnetického pole, kde i drobné odchylky v rychlosti precese jednotlivých protonů vedou postupně ke ztrátě synchronizace v rámci voxelu. Tomuto lze částečně

předcházet použitím šimovacích cívek v konstrukci přístroje, které doplňují hlavní cívku a vyrovnávají její magnetické pole. Druhým důvodem je vzájemné ovlivnění mezi protony samotnými, které se drobnými odchylkami ve svém okolí navzájem rozhodí z fáze.

2.3 Kombinace T1 a T2 váhování

Každý MRI snímek bude tvořen částečně vlivem T1 i T2 relaxace. Zásadní je podíl těchto dvou složek, který můžeme ovlivnit pomocí parametrů sekvence TR a TE.

2.3.1 Standardní spin-echo

Výchozí sekvence pro většinu dalších pokročilých. Zaměřuje se na T2 váhování, jen je během poklesu transverzní magnetizace kvůli rozfázování precese protonů vyslán 180° RF pulz, který obrátí směr precese a vede tak k opětovné synchronizaci jader. Tím signál opět naroste a je v čase TE zaznamenán.

2.3.2 Protonová hustota

Sekvence využívá dlouhého TR a velmi krátkého TE pro minimalizaci T1 a T2 rozdílů mezi tkáněmi. Výsledný obraz je ovlivněn z převážné části jen obsahem protonů v dané oblasti.

2.3.3 Difúzně váhované zobrazení (DWI)

Tato metoda měří náhodný Brownův pohyb molekul vody ve tkáni. To je zajímavé z pohledu identifikace tkáně, protože morfologické změny tkáně např. otok, nebo krvácení se projeví změnou ve volnosti pohybu vody.

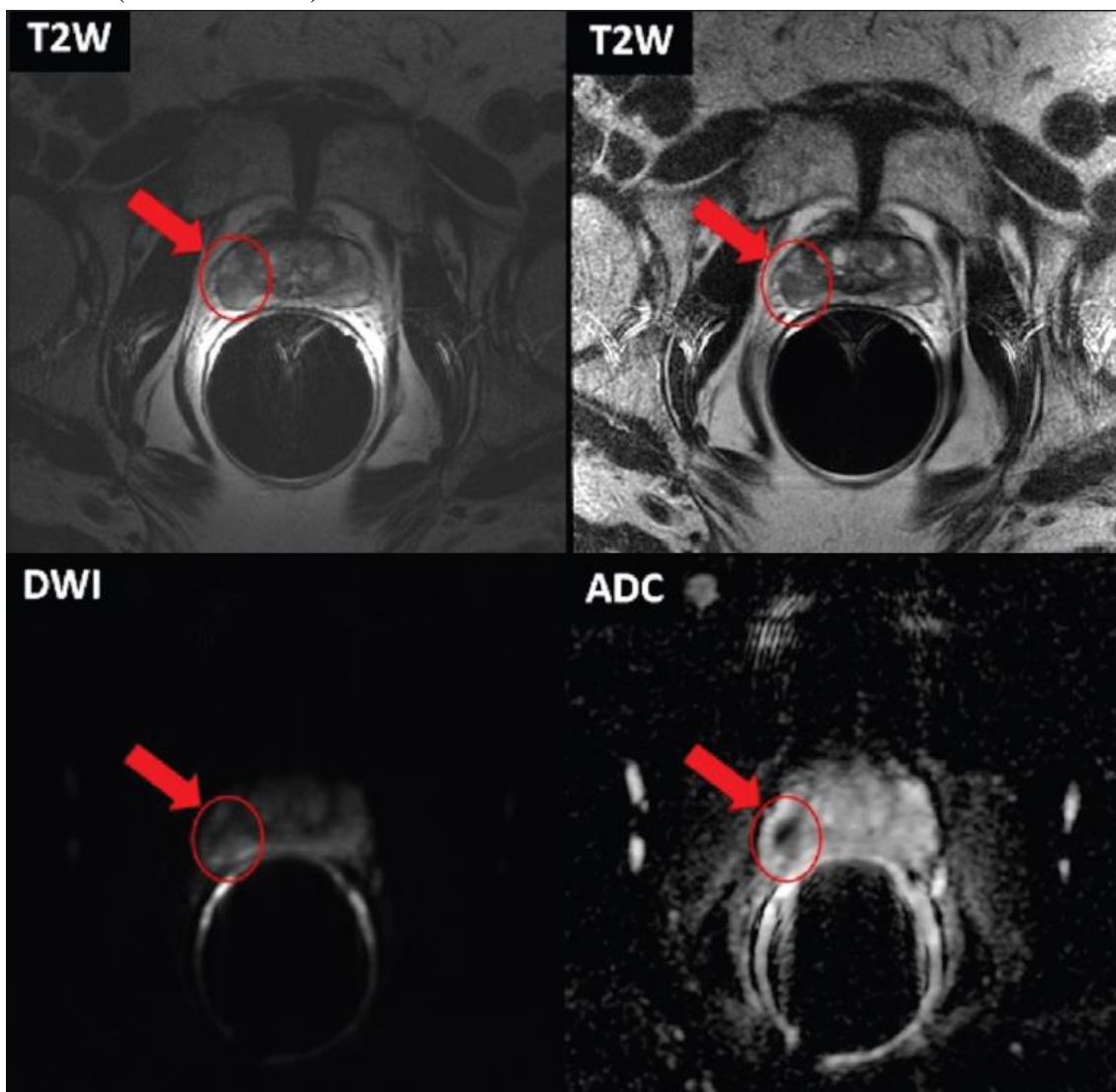
Pro její provedení je nejprve provedeno klasické T2 snímkování. Následně je použito dvojice opačných fázových gradientů s určitým časovým odstupem. U struktur ve kterých je pohyb silně omezen není signál příliš ovlivněn, protože se u většiny atomů gradienty vyruší. V případě oblastí kde se molekuly mohou pohybovat volně je signál oslaben, protože kvůli přesunu molekul nedojde k vyrušení gradientů. Parametry tohoto zobrazení jsou síla gradientu, jeho trvání a doba mezi pulzy, které se všechny promítají do tzv. b hodnoty.

Pomocí vzorce lze z těchto zobrazení dopočítat rozložení difúzního koeficientu (apparent diffusion coefficient = ADC)

$$ADC = -\frac{1}{b} \cdot \ln\left(\frac{DWI}{T_2}\right), \quad (2.1)$$

kde b odpovídá kombinaci parametrů difúzního gradientu (intenzita, délka trvání, načasování) čímž ovlivní vliv difúzního váhování, T2 je obraz vzniklý bez použití difúzního gradientu, DWI reprezentuje obraz s vlivem T2 i difúzního váhování a ADC je výsledná hodnota difúzního koeficientu.

V této difúzní mapě jsou světlé oblasti místa nejvyšší difúze. Je nutné však kontrolovat všechny 3 zobrazení současně, protože artefakty mají tendenci se přenášet do vypočteného obrazu. Příkladem může být tzv. prosvit z T2, kdy se světlý region v DWI projeví také světlý, bez toho že by zde byla omezena difúze, ale čistě kvůli dlouhé T2 relaxaci (viz. Obrázek 6).



Obrázek 6: Srovnání módů nutných pro výpočet ADC s označenou nádorovou lézí, převzato z [3]

2.3.4 Dynamické kontrastní zobrazení (DCE)

Metoda využívá intravenózně vpravenou kontrastní látku pro zviditelnění cév a tím tumorů. Látka je většinou dobře viditelná na T1 váhovaném zobrazení, které je snímáno s vysokou frekvencí.

2.4 MRI spektroskopie

Na rozdíl od ostatních MR metod se spektroskopie nesoustředí na zobrazování

koncentrace vodíkových jader, ale na jiné prvky, které mají liché nukleonové číslo. V lidském těle jsou těmito prvky nejčastěji ^{13}C , nebo ^{31}P . Tyto se objevují v různých metabolitech, jejichž koncentrace, odlišná od normálu, může znamenat rozdíl mezi zdravou tkání a nádorem.

2.5 Zvýšení kvality snímkování

Pro zlepšení poměru signálu ku šumu je vhodné použít MR s vyšší magnetickou indukcí. Doporučovaná úroveň bývá 3T a v případě slabší indukce je dobré snímkování doplnit dodatečnou přijímací cívkou pro prostatu konkrétně endorektální.

Ke zvážení je také využití kontrastních látek v případě některých módů snímání. Ty sice z běžně neinvazivního vyšetření dělají invazivní, ale informační výtěžek se může vyplatit.

Slabinu MRI v podobě dlouhé akvizice, při které může dojít k pohybům pacienta, které mají neblahý vliv na kvalitu snímání je možno mitigovat podáním svalových relaxantů k omezení peristaltiky, nebo případně uspáním pacienta. [1]

3. HODNOCENÍ KVALITY KOREGISTRACE

Z principu optimalizace je zřejmé, že hodnocení kvality koregistrace nemůže být založeno na numerickém ohodnocení kritéria použitého pro lícování, protože je již na svém optimu. Nabízí se tedy možnost využití dalších metrik pro zhodnocení kvality registrace. To dle [6] znamená jen, že nebylo použito vhodné měřítko pro prvotní registraci, případně validace nemá vypovídající hodnotu.

Mimo subjektivní vizuální ohodnocení koregistrace, které je nevhodné pro svoji neexaktnost a časovou náročnost, existují dva druhy metod, které pracují s numerickým hodnocením.

Druhá skupina zná výsledek koregistrace díky využití umělé transformace, pracuje se známým objektem v obraze (fantom), nebo dokonce celým simulovaným obrazem a optimalizací se snaží přiblížit reverzní transformaci.

Zajímavou možností je také kontrola konzistence registrace, kterou je možno odhadnout prohozením statického a lícovaného obrazu.

3.1 Diceův koeficient (DSC)

Tato vzdálenostní metrika se obvykle využívá pro segmentační úlohy, protože pracuje s binárními obrazy. Obecný vzorec je

$$DSC = \frac{2 \cdot |X \cap Y|}{|X| + |Y|}, \quad (3.1)$$

kde X a Y představují počet pixelů ve statickém a lícovaném obraze a DSC je výsledný podobnostní koeficient. Přidáním absolutní, nebo relativní tolerance pro shodu v čitateli, lze vzorec aplikovat i na nebinární obrazy.

3.2 Hausdorffova vzdálenost

Metrika odpovídá největší vzdálenosti při párování dvou nejbližších bodů mezi dvěma obrazy. Obecný vzorec je

$$d_H = \max\{\sup_{x \in X} d(x, Y), \sup_{y \in Y} d(y, X)\}, \quad (3.2)$$

kde X a Y představují statický a lícovaný obraz, x a y jsou body z těchto obrazů a d_H je výsledná Hausdorffova vzdálenost. V případě porovnávání obrazů metrika neuvažuje jasové hodnoty a odpovídá tak pouze vzájemné pozici obrazů v prostoru. Je tedy primárně užitečná pro iniciální stádia registrace.

4. SOUČASNÉ KOREGISTRAČNÍ SOFTWARE

Průzkum volně dostupných nástrojů pro obrazové zpracování MRI dat. Zjištění jejich vhodnosti pro potřeby prostorové koregistrace a následný rozbor použitých technik.

4.1 Insight Toolkit

Nástrojový balíček Insight Toolkit (ITK) obsahuje prostředky pro obrazovou analýzu, segmentaci, registraci a zpracování ve 3D. Původně byl napsán v jazyce C++, ale existuje pro něj propojení do jazyka Python. Nad balíčkem je vystavěno několik rozšiřujících knihoven. [9] [20]

SimpleITK funguje jako zjednodušené rozhraní pro ovládání nástrojů a dovoluje pracovat v live editoru, což je výhodné pro testování. [23]

Elastix oproti tomu rozšiřuje možnosti původního balíčku o registrační nástroje se zaměřením na aplikace v medicíně. Nabízí více podobnostních metrik, optimalizačních algoritmů a transformačních modelů. [22]

Z dodatečných funkcí, které knihovny nabízí mají značný vliv na registraci vzorkovací strategie, aplikace masky a možnost registrace ve více stupních rozlišení.

4.1.1 Vzorkovací strategie

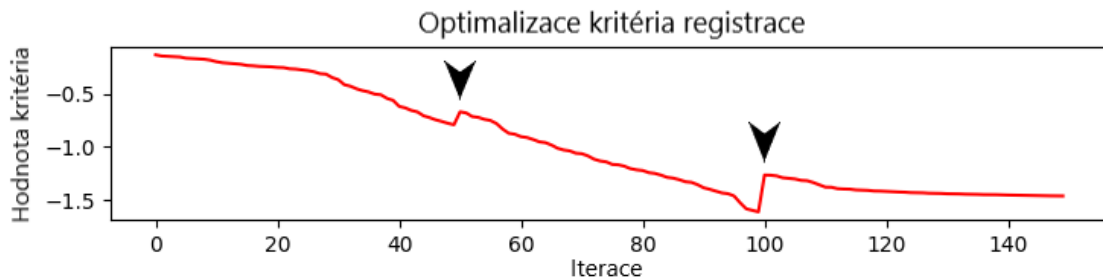
Při registraci je možno proces optimalizace necílit a počítat kritérium plošně pro celý obraz, nebo vybrat jen podmnožinu bodů ve statickém obrazu. Tato možnost je výhodná pro značné snížení výpočetního času, ovšem může vést k nedokonalé registraci.

4.1.2 Registrační maska

Aplikace masky vymezuje oblast obrazu ve které se počítá kritérium pro optimalizaci. Toto nastavení je možné využít dvěma způsoby. Primárně pro specifikaci zájmové oblasti v obraze, pro kterou je pak na míru šitá transformace, která se ovšem aplikuje na celý obraz. Sekundárně pro odstranění výplňových oblastí na okrajích obrazu z výpočtu, protože např. při rotaci by mohli ve vzácných případech představovat lokální optimum.

4.1.3 Více stupňová registrace

Proces registraci lze rozdělit do několika úrovní se snižujícím se stupněm podvzorkování. Nejprve jsou tedy registrovány obrazy jen v nízkém rozlišení, kde jsou ponechány pouze hrubé struktury a lícování je zaměřeno pouze na ně. Po dosažení konvergenčního kritéria (které může být na různých úrovních nastaveno odlišně) se postupuje k nižšímu podvzorkování a transformace se dále upřesňuje. Tímto lze za cenu prodloužení registrační doby, omezit riziko uvíznutí v lokálním minimu.



Obrázek 7: Přejich mezi stupni podvzorkování se většinou projeví skokovým nárůstem kritériální funkce z důvodu doplnění detailů

4.2 Advanced Normalization Tools

Knihovna Advanced Normalization Tools (ANTs) slouží pro interpretaci a vizualizaci multidimenzionálních dat. Podporuje také multimodální obrazovou analýzu včetně registrace. Původně byla napsána v jazyce C++, ale existuje pro ni propojení do jazyka Python. [12] **Chyba! Nenalezen zdroj odkazů.**

4.3 Statistical Parametric Mapping

Softwarový balíček Statistical Parametric Mapping (SPM) je specializovaný na obrazové sekvence mozku, soustředící se hlavně na funkční CT a MRI snímky. Dostupné funkce nabízejí analýzu pohybu v rámci časové série. Veškeré úpravy obrazů lze provést skrze uživatelské menu a z aplikovaných kroků následně vygenerovat skript pro hromadné zpracování.

4.4 FMRIB Software Library

Knihovna FMRIB Software Library (FSL) se soustředí primárně na MRI obrazy a obsahuje funkce pro registraci, segmentaci a další obrazové transformace.

4.5 FireVoxel

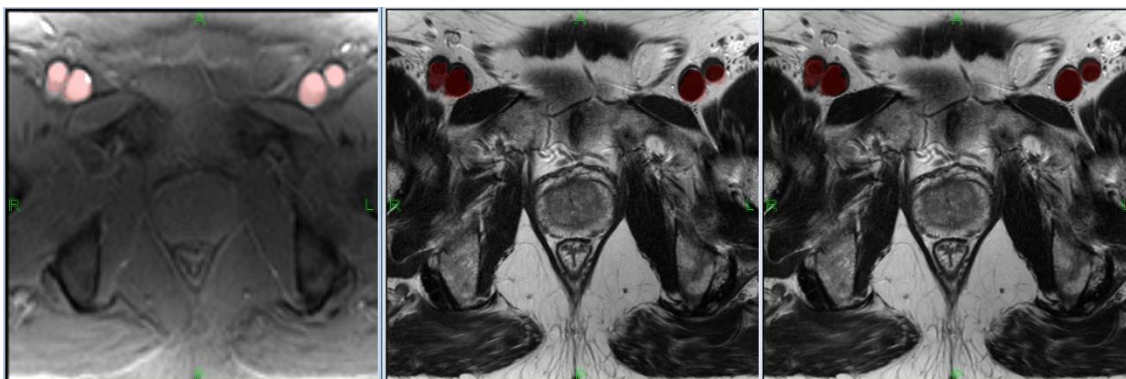
Nástroj slouží pro načítání medicínských obrazových formátů, jejich zobrazení a následnou analýzu. Užitečnou možností je snadné zobrazení a přechod mezi filmovým a řezovým pohledem, což dovoluje do určité míry zachovat 3D vjem.

FireVoxel umožňuje několik způsobů registrace. Tím prvním je manuální rigidní transformace, při které uživatel zvolí dva navzájem si odpovídající body ve statickém a pohyblivém obrazu, čímž se určí směr a vzdálenost posunu. Následně je třeba určit střed a úhel otočení pomocí výseče/í v závislosti na počtu dimenzí obrazu. Postup s výběrem odpovídajících si bodů lze zobecnit pro složitější transformaci

Automatickou možností je aplikace transformace dle informací z hlavičky obrazu o rozlišení, orientaci a pozici zaznamenaných při akvizici snímků. Tato metoda má výhodu

v rychlosti a jednoduchosti použití, ale je vhodnější pro obrazy s rychlou akvizicí ideálně během stejného snímání, kde je minimalizován pohyb pacienta.

V nabídce je samozřejmě možnost klasické optimalizační registrace s výběrem z několika kritérií. Ve většině předchozích přístupů je proces rozdělen do dvou kroků – iniciální a finální transformace. Zde je v prvním kroku uživatelem nastaven prostor možných transformací a jeho vzorkování, který je nejprve hrubou silou prohledán. Poté je určený počet nejlepších kandidátních řešení dále, již gradientně optimalizován ve druhém kroku. Finální transformací je pak jediné řešení s nejlepší hodnotou kritéria. Optimalizace více řešení značně zvyšuje časovou náročnost, ale lze ji kompenzovat vhodným nastavením prostoru řešení, nebo aplikací masky.



Obrázek 8: Vizuální porovnání způsobů registrace. Původní T2 ρ obraz s vyznačenými stehenními tepnami (vlevo), registrace pomocí akvizičních parametrů (uprostřed) a optimalizovaná registrace (vpravo)

5. VLASTNÍ NÁSTROJ

Aplikace principů a technik zjištěných v literatuře a používaných v již existujících nástrojích pro konstrukci softwaru šitému na míru prostorové koregistraci snímků prostaty.

Kód pro registraci je generovaný s pomocí umělé inteligence ChatGPT-3.5 verze free a následně upraven podle potřeby.

5.1 Použitý dataset

Data získaná od CEITEC MU jsou tvořena obrazovými daty ze dvou projektů, během kterých probíhalo experimentální MRI snímkování dobrovolníků. V obou projektech byly snímány jak anatomické T1, T2 a T2 ρ , tak difuzní sekvence v sagitálním zobrazení.

V projektu IPCE figurovalo 58 dobrovolníků ovšem, z důvodu vývoje protokolu v průběhu studiu se navzájem liší počtem a nastavením nasnímaných sekvencí.

U projektu PROCASE byl již protokol konstantní a u všech 35 dobrovolníků bylo snímkování mimo nutná opakování identické.

T2 snímky byly pořízeny s anizotropním rozlišením 320x320x21, kde vzdálenost voxelů v rámci řezu byla 0,625mm v obou směrech a 3,3mm mezi řezy. T2 ρ snímky byly nasnímány taktéž s anizotropním rozlišením, ovšem navíc obsahují i časový vývoj. Jejich rozlišení je 122x122x18, kde jsou voxely v řezu navzájem vzdáleny 1,64mm a jednotlivé řezy jsou od sebe 3,5mm. Vývoj je sledován přes 6 snímků v intervalu 2,2s. V obou zobrazeních se tedy nachází přibližně stejný objem o rozměrech 200x200x69mm, proti 200x200x63mm.

6. DISKUSE VÝSLEDKŮ

Pilotní registrace byla provedena na 2D modelově deformovaných obrazech pro kontrolu funkčnosti registračního postupu. Následně byl stejný postup opakován i ve 3D. Po testování v simulovaných podmínkách byla provedena registrace reálných obrazů, za použití T2 vážených snímků jako statických obrazů, ke kterým byly ve hvězdicovém schématu postupně registrovány jednotlivé časové body T2 ρ .

6.1 2D modelová registrace

Pro tuto registraci jsem zvolil balíček ITK, protože umožňuje veškeré potřebné funkcionality.

Prvním krokem v procesu je načtení statického a lícovaného obrazu a doplnění obou o okrajový rámeček, který pomůže při rotacích. Dále je vypočtena iniciální transformace, která zarovná geometrické středy obrazů přes sebe pro rychlejší konvergenci. Jako optimalizační kritérium jsem vybral střední kvadratickou odchylku, jelikož zde není riziko odlišné jasové hladiny mezi obrazy.

V dalším kroku je vybrán určitý podíl vzorků obrazu pro optimalizaci. Vzhledem k poměrně malému snímku a často velkým transformacím docházelo při nízkém počtu vzorků k situaci, že se žádný nepřekrýval s lícovaným obrazem, což vede k chybě registrace. Jedna desetina představovala dobrý kompromis mezi výpočetní náročností a až na výjimky jistou konvergencí.

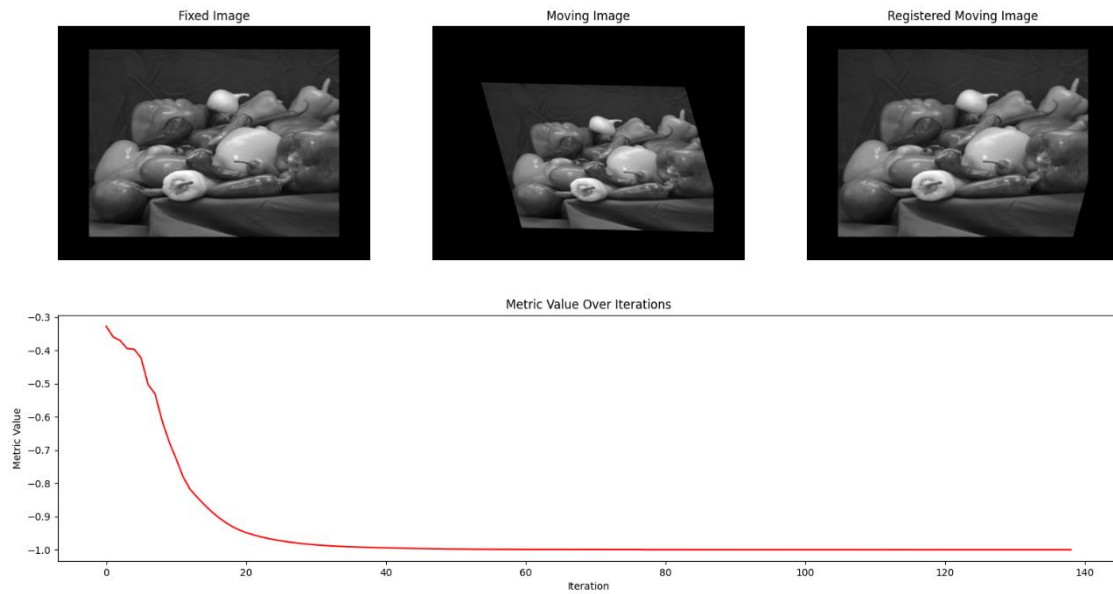
Pro interpolaci byla zvolena bilineární metoda, aby co nejméně ovlivňovala čas registrace, při zachování dobré kvality.

Na registraci použijeme tři stupňové podvzorkování, kvůli snížení rizika uváznutí v lokálním minimu. Na každé úrovni provádíme gradientní optimalizaci do jednoho ze zastavujících kritérií, poté přecházíme na další (viz. Obrázek 9).

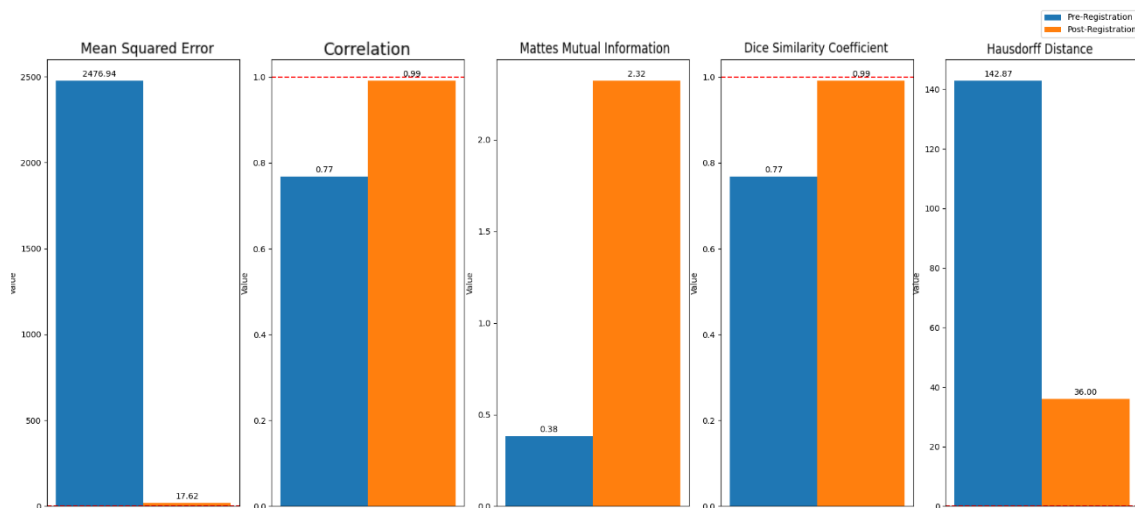
Po dokončení registrace srovnáme podobnostní metriky před a po transformaci lícovaného obrazu (viz. Obrázek 10). Konečným výstupem je sumarizace metrik ze sto registrací různě deformovaných obrazů (viz. Tabulka 1).

ITK	Střední kvadratická odchylka	Korelace	Vzájemná informace	Diceův koeficient	Hausdorffova vzdálenost	Doba registrace
Před	3816,80	0,59	0,29	0,59	341,36	1,49s
Po	3516,52	0,50	0,42	0,50	137,36	

Tabulka 1: Průměrné metriky ze 100 registrovaných 2D obrazů



Obrázek 9: Proces 2D registrace s grafem minimalizace kritéria



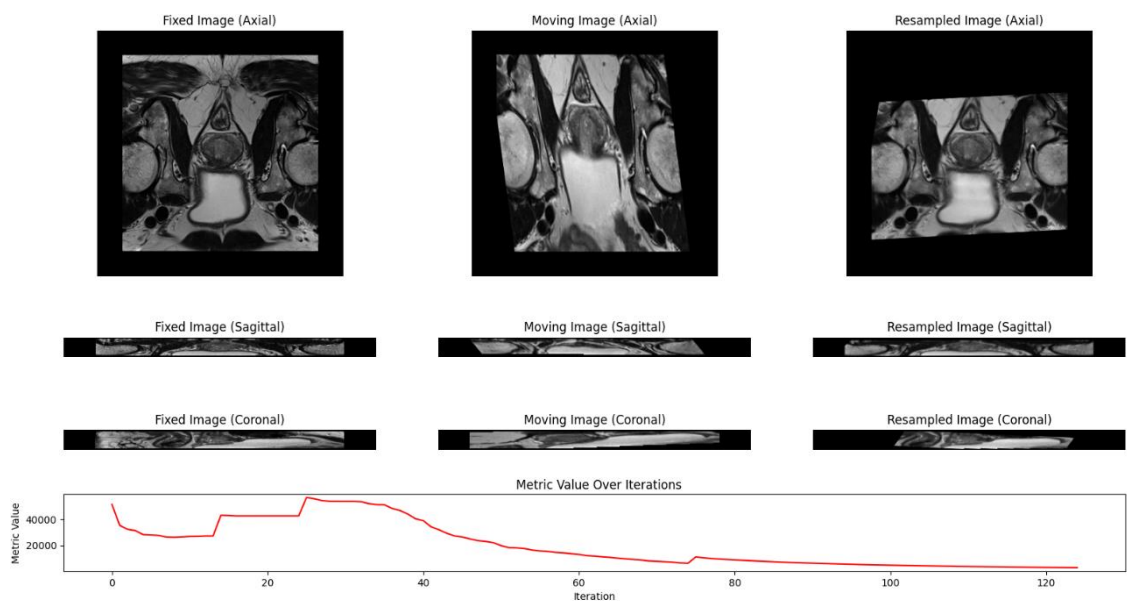
Obrázek 10: Výsledné metriky 2D registrace, modrá-před a oranžová-po

6.2 3D modelová registrace

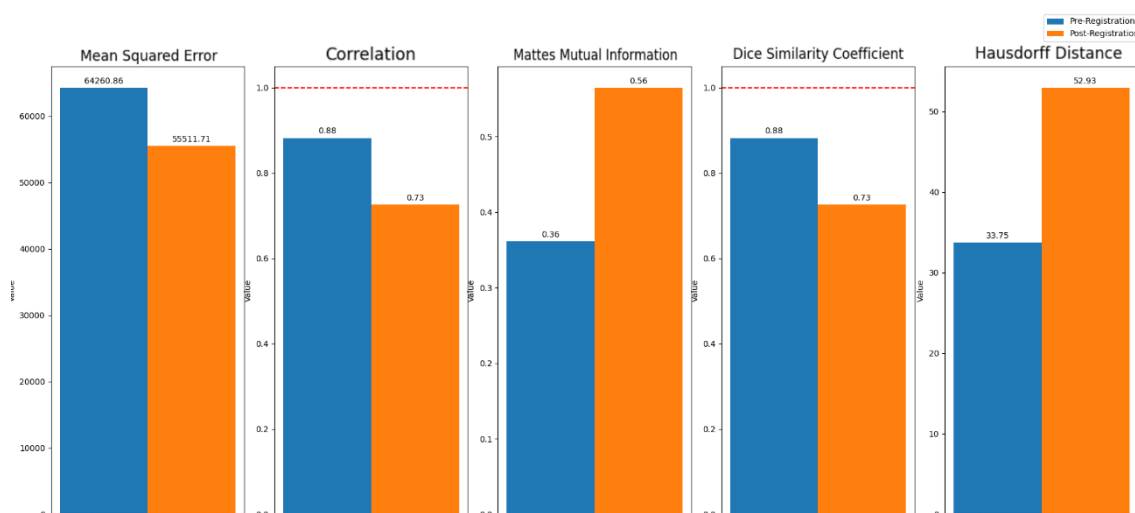
Pro rozšíření 2D registrace do 3D nebylo třeba příliš změn a balíček ITK poskytuje všechny potřebné funkce, díky třetí dimenzi však značně vzrostla výpočetní náročnost.

Podstatnou změnou je přidání čtvrtého stupně podvzorkování k uspíšení registrace a zvýšení podílu vzorků pro zlepšení konvergence (viz. Obrázek 11 a 12).

Agregované výsledky metrik ze sto provedených registrací se nachází v Tabulce 2. Zde se více projevuje ne-úplná vhodnost použitých metrik kvality, protože v určitých situacích dopadají hůře, než obraz před registrací, ačkoliv byla registrace úspěšná.



Obrázek 11: Proces 3D registrace s grafem minimalizace kritéria



Obrázek 12: Výsledné metriky 3D registrace, modrá-před a oranžová-po

ITK	Střední kvadratická odchylka	Korelace	Vzájemná informace	Diceův koeficient	Hausdorffova vzdálenost	Doba registrace
Před	83663,36	0,69	0,24	0,69	73,96	13,64s
Po	83576,93	0,58	0,19	0,58	93,74	

Tabulka 2: Průměrné metriky ze 100 registrovaných 3D obrazů

6.3 3D registrace na reálných datech

U registraci reálných T2 snímků k T2p vznikají dvě komplikace. Tou první je rozdílná intenzita jasu mezi korespondujícími si strukturami. Druhou je čtvrtá dimenze, která u

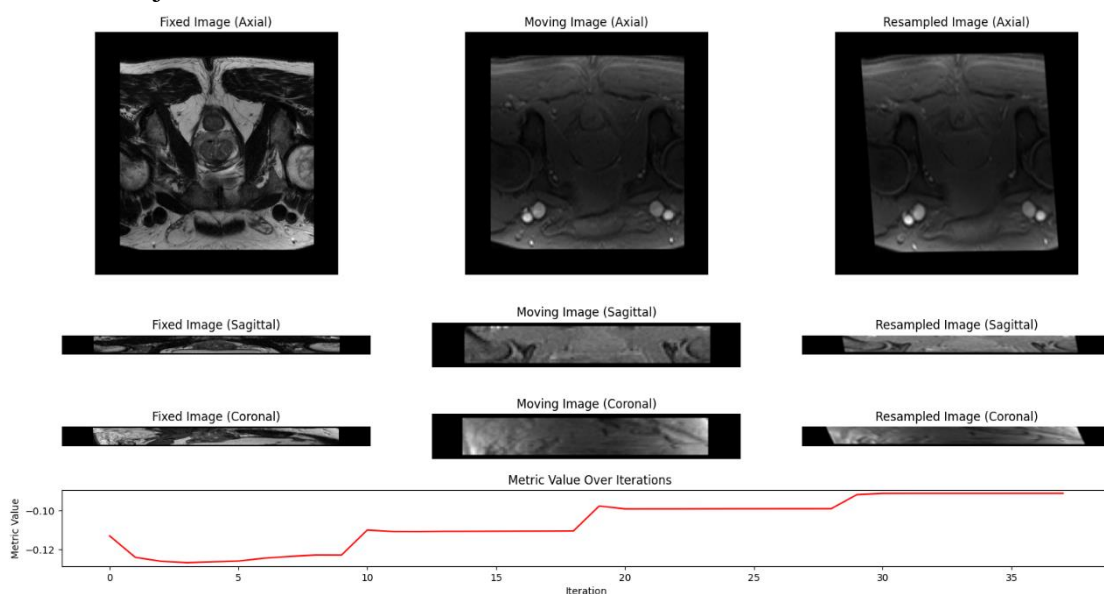
T2 ρ zobrazuje šest časových bodů.

Problém s jasnem lze zmírnit použitím jiného optimalizačního kritéria, např. vzájemné informace.

Se čtvrtou dimenzí se lze vypořádat dvěma způsoby. Tím prvním a jednodušším je chovat se k nim, jako k jednotlivým snímkům a všechny je koregistrovat k morfologickému T2. Druhou možností je nejprve je koregistrovat k sobě navzájem a nakonec k T2 snímku.

Hlavními změnami oproti modelové 3D registraci je tedy výměna optimalizačního kritéria a postupný výběr jednotlivých T2 ρ objemů pro registraci (viz. Obrázek 13 a 14).

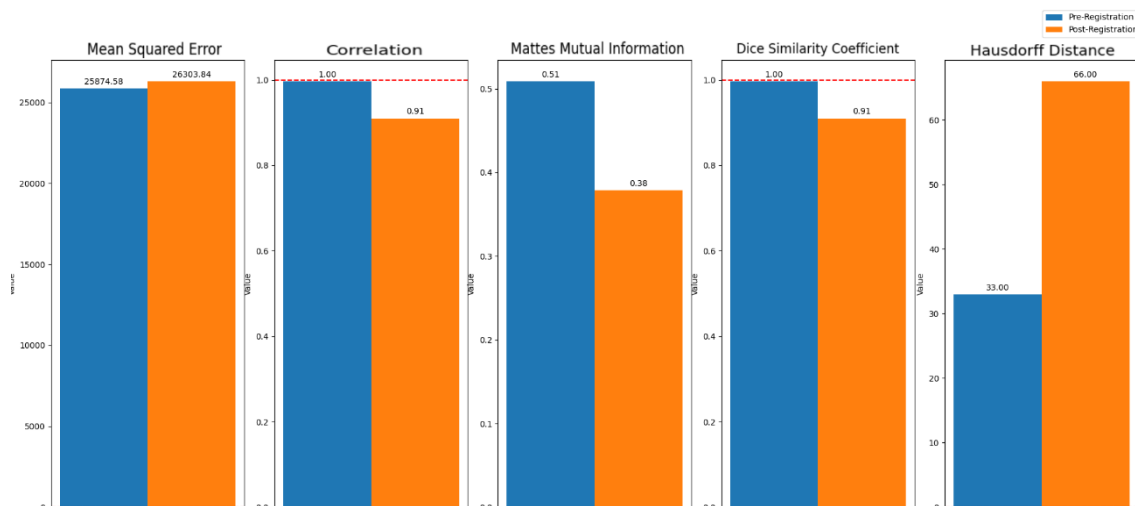
Shrnutí průměrných výsledků registrace snímků od všech 33 pacientů z projektu PROCASE je v Tabulce 3



Obrázek 13: Proces 3D registrace T2 ρ snímku s grafem minimalizace kritéria

ITK	Střední kvadratická odchylka	Korelace	Vzájemná informace	Diceův koeficient	Hausdorffova vzdálenost	Doba registrace
Před	59994,89	0,99	0,57	0,99	33,00	54,01s
Po	59491,06	0,97	0,60	0,97	33,80	

Tabulka 3: Průměrné metriky ze 198 registrovaných 3D T2 ρ snímků (ITK)



Obrázek 14: Výsledné metriky 3D registrace T2ρ snímku, modrá-před a oranžová-po

Nástroj SPM obsahuje méně funkcí, postrádá například možnost registrace ve více úrovních rozlišení a výběr podílu vzorků pro optimalizaci. Pro validaci výsledků byla provedena koregistrace stejným způsobem jako v případě ITK, pouze bez doplňkových kroků i v SPM (vit. Tabulka 4).

SPM	Střední kvadratická odchylka	Korelace	Vzájemná informace	Diceův koeficient	Hausdorffova vzdálenost	Doba registrace
Před	107197,25	0,54	0,14	1,00	127,75	9,10s
Po	114750,53	0,46	0,15	0,89	164,20	

Tabulka 4: Průměrné metriky ze 198 registrovaných 3D T2ρ snímků (SPM)

ZÁVĚR

Ze získaných výsledků se zdá, že získané T2p snímky nejsou od morfologických T2 obrazů zarovnáním příliš vzdáleny a pouhé zarovnání podle akvizčních parametrů se kvalitou příliš neliší od optimalizované registrace. Použité metriky ovšem u snímků s rozdílným kontrastem nepodávají ucelenou informaci o stavu registrace. Řešením by mohlo být použití jiné podobnostní metriky, nebo předzpracování obrazů, které by obrazy po stránce kontrastu přiblížilo. Další možností by bylo zaměření se pouze na oblast prostaty ve snímcích a její segmentování pro cílenou registraci, která by nebyla ovlivněna okolními strukturami.

LITERATURA

- [1] GHAI, Sangeet a HAIDER, MasoomA. Multiparametric-MRI in diagnosis of prostate cancer. Online. Indian Journal of Urology. 2015, roč. 31, č. 3. ISSN 0970-1591. Dostupné z: <https://doi.org/10.4103/0970-1591.159606>. [cit. 2023-12-01].
- [2] SINDHU MADHURI G a INDRA GANDHI, M.P. Image registration quality assessment with similarity measures - A research study. Online. In: 2015 International Conference on Communications and Signal Processing (ICCSP). IEEE, 2015, s. 0084-0088. ISBN 978-1-4799-8081-9. Dostupné z: <https://doi.org/10.1109/ICCSP.2015.7322613>. [cit. 2023-12-01].
- [3] DEMIREL, Huseyin Cihan a DAVIS, John Warren. Multiparametric magnetic resonance imaging: Overview of the technique, clinical applications in prostate biopsy and future directions. Online. Türk Üroloji Dergisi/Turkish Journal of Urology. 2018, roč. 44, č. 2, s. 93-102. ISSN 21493235. Dostupné z: <https://doi.org/10.5152/tud.2018.56056>. [cit. 2023-12-01].
- [4] Dolejšová, O., Eret, V., Šobrová, A., Ferda, J., Hes, O., Hora, M. AND Baxa, J. Use of multiparametric magnetic resonance imaging and comparison with other modern imaging methods in the preoperative diagnosis of prostate cancer. Ces Urol, 2014, vol. 18, iss. 4, p. 300-309.
- [5] DE ROOIJ, Maarten; ISRAËL, Bas; TUMMERS, Marcia; AHMED, Hashim U.; BARRETT, Tristan et al. ESUR/ESUI consensus statements on multi-parametric MRI for the detection of clinically significant prostate cancer: quality requirements for image acquisition, interpretation and radiologists' training. Online. European Radiology. 2020, roč. 30, č. 10, s. 5404-5416. ISSN 0938-7994. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s00330-020-06929-z>. [cit. 2023-12-28].
- [6] PLUIM, Josien P.W.; MUENZING, Sascha E.A.; EPPENHOF, Koen A.J. a MURPHY, Keelin. The truth is hard to make: Validation of medical image registration. Online. In: 2016 23rd International Conference on Pattern Recognition (ICPR). IEEE, 2016, s. 2294-2300. ISBN 978-1-5090-4847-2. Dostupné z: <https://doi.org/10.1109/ICPR.2016.7899978>. [cit. 2024-01-01].
- [7] CURRIE, Stuart; HOGGARD, Nigel; CRAVEN, Ian J; HADJIVASSILIOU, Marios a WILKINSON, Iain D. Understanding MRI: basic MR physics for physicians. Online. Postgraduate Medical Journal. 2013, roč. 89, č. 1050, s. 209-223. ISSN 0032-5473. Dostupné z: <https://doi.org/10.1136/postgradmedj-2012-131342>. [cit. 2023-12-25].
- [8] Jemal A, Torre L, Soerjomataram I, Bray F (Eds). The Cancer Atlas. Third Ed. Atlanta, GA: American Cancer Society, 2019. ISBN 978-1-60443-265-7. Dostupné z: www.cancer.org/canceratlas. [cit. 2023-12-25].
- [9] AVANTS, Brian B.; TUSTISON, Nicholas J.; STAUFFER, Michael; SONG, Gang; WU, Baohua et al. The Insight ToolKit image registration framework.

- Online. *Frontiers in Neuroinformatics*. 2014, roč. 8. ISSN 1662-5196. Dostupné z: <https://doi.org/10.3389/fninf.2014.00044>. [cit. 2024-05-19].
- [10] AVANTS, Brian; TUSTISON, Nicholas J. a SONG, Gang. *Advanced Normalization Tools: V1.0*. Online. *The Insight Journal*. ISSN 2327-770X. Dostupné z: <https://doi.org/10.54294/uvnhin>. [cit. 2024-05-19].
- [11] CZOLBE, Steffen; PEGIOS, Paraskevas; KRAUSE, Oswin a FERAGEN, Aasa. *Semantic similarity metrics for image registration*. Online. *Medical Image Analysis*. 2023, roč. 87. ISSN 13618415. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.media.2023.102830>. [cit. 2024-05-20].
- [12] AVANTS, Brian B.; TUSTISON, Nicholas J.; SONG, Gang; COOK, Philip A.; KLEIN, Arno et al. *A reproducible evaluation of ANTs similarity metric performance in brain image registration*. Online. *NeuroImage*. 2011, roč. 54, č. 3, s. 2033-2044. ISSN 10538119. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2010.09.025>. [cit. 2024-05-19].
- [13] YANG, Zhijian; XIE, Chao; OU, Songwen; ZHAO, Minning a LIN, Zhaowei. *Cutoff points of T1 rho/T2 mapping relaxation times distinguishing early-stage and advanced osteoarthritis*. Online. *Archives of Medical Science*. ISSN 1734-1922. Dostupné z: <https://doi.org/10.5114/aoms/140714>. [cit. 2024-04-21].
- [14] WIBULPOLPRASERT, Pornphan; RAMAN, Steven S.; HSU, William; MARGOLIS, Daniel J. A.; ASVADI, Nazanin H. et al. *Influence of the Location and Zone of Tumor in Prostate Cancer Detection and Localization on 3-T Multiparametric MRI Based on PI-RADS Version 2*. Online. *American Journal of Roentgenology*. 2020, roč. 214, č. 5, s. 1101-1111. ISSN 0361-803X. Dostupné z: <https://doi.org/10.2214/AJR.19.21608>. [cit. 2024-04-18].
- [15] XU, Guang; XIANG, Lihua; WU, Jian; SHAO, Hongda; LIU, Hui et al. *The accuracy of prostate lesion localization in cognitive fusion*. Online. *Clinical Hemorheology and Microcirculation*. 2020, roč. 74, č. 3, s. 223-229. ISSN 13860291. Dostupné z: <https://doi.org/10.3233/CH-180423>. [cit. 2024-04-18].
- [16] COCIANU, Cătălina-Lucia; USCATU, Cristian Răzvan a STAN, Alexandru Daniel. *Evolutionary Image Registration: A Review*. Online. *Sensors*. 2023, roč. 23, č. 2. ISSN 1424-8220. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/s23020967>. [cit. 2024-04-07].
- [17] CHEN, Min; TUSTISON, Nicholas J.; JENA, Rohit a GEE, James C. *Image Registration: Fundamentals and Recent Advances Based on Deep Learning*. Online. In: COLLIOT, Olivier (ed.). *Machine Learning for Brain Disorders*. *Neuroinformatics*. New York, NY: Springer US, 2023, s. 435-458. ISBN 978-1-0716-3194-2. Dostupné z: https://doi.org/10.1007/978-1-0716-3195-9_14. [cit. 2024-04-07].
- [18] ZITOVÁ, Barbara a FLUSSER, Jan. *Image registration methods: a survey*. Online. *Image and Vision Computing*. 2003, roč. 21, č. 11, s. 977-1000. ISSN 02628856. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/S0262-8856\(03\)00137-9](https://doi.org/10.1016/S0262-8856(03)00137-9). [cit. 2024-04-07].

- [19] HUSZAR, Istvan N.; PALLEBAGE-GAMARALLAGE, Menuka; BANGERTER-CHRISTENSEN, Sarah; BROOKS, Hannah; FITZGIBBON, Sean et al. Tensor image registration library: Deformable registration of stand-alone histology images to whole-brain post-mortem MRI data. Online. NeuroImage. 2023, roč. 265. ISSN 10538119. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2022.119792>. [cit. 2024-04-06].
- [20] MCCORMICK, Matthew; LIU, Xiaoxiao; JOMIER, Julien; MARION, Charles a IBANEZ, Luis. ITK: enabling reproducible research and open science. Online. Frontiers in Neuroinformatics. 2014, roč. 8. ISSN 1662-5196. Dostupné z: <https://doi.org/10.3389/fninf.2014.00013>. [cit. 2024-04-06].
- [21] SHAMONIN, Denis. Fast parallel image registration on CPU and GPU for diagnostic classification of Alzheimer's disease. Online. Frontiers in Neuroinformatics. 2013, roč. 7. ISSN 16625196. Dostupné z: <https://doi.org/10.3389/fninf.2013.00050>. [cit. 2024-04-06].
- [22] KLEIN, S.; STARING, M.; MURPHY, K.; VIERGEVER, M.A. a PLUIM, J. Elastix: A Toolbox for Intensity-Based Medical Image Registration. Online. IEEE Transactions on Medical Imaging. 2010, roč. 29, č. 1, s. 196-205. ISSN 0278-0062. Dostupné z: <https://doi.org/10.1109/TMI.2009.2035616>. [cit. 2024-04-06].
- [23] YANIV, Ziv; LOWEKAMP, Bradley C.; JOHNSON, Hans J. a BEARE, Richard. SimpleITK Image-Analysis Notebooks: a Collaborative Environment for Education and Reproducible Research. Online. Journal of Digital Imaging. 2018, roč. 31, č. 3, s. 290-303. ISSN 0897-1889. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s10278-017-0037-8>. [cit. 2024-03-19].
- [24] WHEATON, Andrew J.; BORTHAKUR, Arijitt; CORBO, Matthew T.; MOONIS, Gul; MELHEM, Elias et al. T 2 ρ -weighted contrast in MR images of the human brain. Online. Magnetic Resonance in Medicine. 2004, roč. 52, č. 6, s. 1223-1227. ISSN 0740-3194. Dostupné z: <https://doi.org/10.1002/mrm.20284>. [cit. 2024-01-09].
- [25] TAGARE, Hemant D. a RAO, Murali. Why Does Mutual-Information Work for Image Registration? A Deterministic Explanation. Online. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence. 2015, roč. 37, č. 6, s. 1286-1296. ISSN 0162-8828. Dostupné z: <https://doi.org/10.1109/TPAMI.2014.2361512>. [cit. 2024-01-09].

SEZNAM SYMBOLŮ A ZKRATEK

Zkratky:

MRI	Magnetická rezonance
UZ	Ultrazvuk
PSA	Prostatický specifický antigen
MI	Vzájemná informace
ROI	Zájmová oblast
RF	Radiofrekvenční
TE	Čas echa
TR	Čas repetice
ADC	Difúzní koeficient
DWI	Difuzně váhované zobrazení
DCE	Dynamické kontrastní zobrazení
DSC	Diceův koeficient
ITK	Insight Toolkit
ANT	Advanced Normalization Tools
SPM	Statistical Parametric Mapping
FSL	FMRIB Software Library

Symboly:

M	magnetizace	(A/m)
B	magnetická indukce	(T)

SEZNAM PŘÍLOH

PŘÍLOHA A - ZDROJOVÝ KÓD PŘILOŽENÝ V ARCHIVU.....	39
---	----

Příloha A - Zdrojový kód pro registraci
Přiložený v archivu