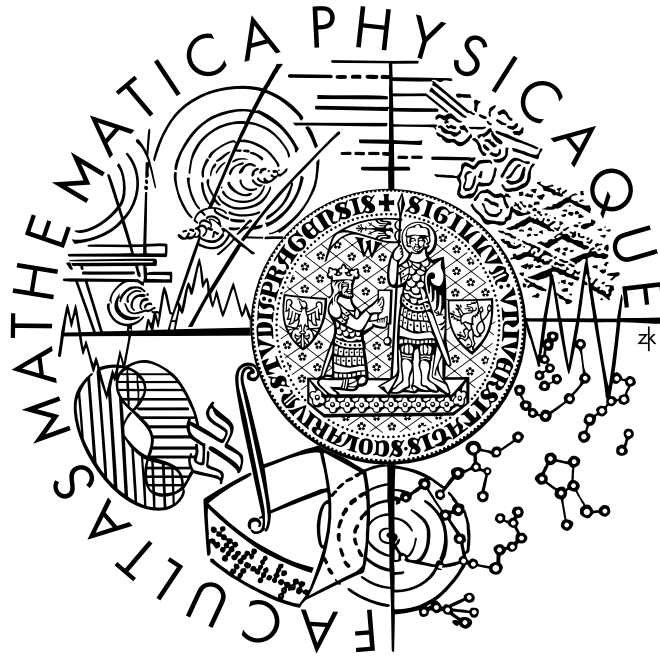


Univerzita Karlova v Praze
Matematicko-fyzikální fakulta

DIPLOMOVÁ PRÁCE



Stanislav Mikeš

Zpracování grafických dat v kardiologii

Kabinet software a výuky informatiky

Vedoucí diplomové práce : RNDr. Josef Pelikán

Studijní program : Informatika

Poděkování

Děkuji RNDr. Josefu Pelikánovi za vedení diplomové práce.

Jsem vděčný Dr. Ing. Danielu Janebovi za jeho významnou pomoc a přínosné komentáře k mé práci.

Za podporu při psaní práce musím poděkovat svým rodičům a přátelům, protože bez nich bych tuto práci nikdy nedokončil.

Prohlašuji, že jsem svou diplomovou práci napsal samostatně a výhradně s použitím citovaných pramenů. Souhlasím se zapůjčováním práce.

V Praze dne 16. dubna 2002

Stanislav Mikeš

Obsah

1	Úvod	7
1.1	Cíl práce	7
2	Vstupní data	9
2.1	SPECT vyšetření srdce	9
2.2	Formát Interfile	11
2.3	Struktura dat	13
2.4	Šikmé řezy	15
2.4.1	Parametry pro transformaci	16
2.4.2	Výpočet směrových vektorů	17
3	Vizualizace řezů	20
3.1	Zobrazení řezů	20
3.2	Barevné tabulky	21
3.2.1	Ekvalizace histogramu	22
3.3	Prahování	23
3.4	Zvětšení rozlišení řezů	24
3.4.1	Urychlení výpočtu	26
4	Polární mapy	30
4.1	Využití polárních map	30
4.1.1	Porovnání dvou polárních map	31
4.1.2	Porovnání s normálovým souborem	32
4.2	Metody výpočtu polárních map	33
4.2.1	Hybridní metoda	33
4.2.2	Elipsoidní metoda	34
4.2.3	Zpracování profilů	35
4.3	Odhad parametrů pro transformaci	36
4.3.1	Houghova transformace	37

<i>OBSAH</i>	3
5 3D model	39
5.1 Použití 3D modelu	39
5.2 Zobrazení 3D modelu	40
6 Implementace programu	41
6.1 Vývojové prostředí	41
6.2 Struktura programu	41
6.2.1 Knihovna Interfile	43
6.2.2 Rozhraní DirectX	43
7 Uživatelská dokumentace	44
7.1 Instalace programu	44
7.2 Popis programu	45
7.3 Ovládání programu	45
7.3.1 Okno projektu	48
7.3.2 Správce studie	50
7.3.3 Transformace na šikmé řezy	50
7.3.4 Polární mapy	51
7.3.5 Okno zobrazení řezů	52
7.3.6 Okno zobrazení polárních map	54
7.3.7 Okno zobrazení 3D modelu	54
7.3.8 Nastavení programu	55
7.4 Problémy s DirectX	60
8 Závěr	61
A Standardní barevné tabulky	63
Literatura	64

Seznam obrázků

2.1	Náhled na tomografické řezy srdcem	9
2.2	Příklad tomografických řezů	10
2.3	Příklad polárních map	10
2.4	Příklad 3D modelu srdce	11
2.5	Uložení obrazových dat ve formátu Interfile	12
2.6	Poloha srdce v hrudníku	13
2.7	Tomografické řezy znázorňující prokrvení LK srdce	14
2.8	Transformace na šikmé řezy	15
2.9	Výpočet vektorů pro transformaci	18
3.1	Zobrazení tomografických řezů	20
3.2	Použití barevných tabulek	21
3.3	Ekvalizace histogramu	23
3.4	Prahování – grafy	24
3.5	Prahování – řezy	24
3.6	Porovnání metod interpolace (8× zvětšeno)	25
3.7	Bilineární interpolace	26
3.8	Urychlení výpočtu	27
4.1	Rozdělení oblastí polární mapy	31
4.2	Porovnání polárních map	32
4.3	Hybridní vzorkování	34
4.4	Elipsoidní vzorkování	35
5.1	Volné zobrazení 3D modelu srdce	39
5.2	Kompaktní zobrazení 3D modelu srdce	40
7.1	Menu Soubor, Zobraz, Nastavení, Okno, Nápověda	45
7.2	Okno projektu	48
7.3	Menu Studie a menu okna projektu	48
7.4	Dialogové okno Import studie a Intefile info	49
7.5	Dialogové okno Správce studie	50

7.6	Dialogové okno Transformace na šikmé řezy	51
7.7	Dialogové okno Polární mapy	52
7.8	Menu Řezy a okno zobrazení řezů	52
7.9	Okno zobrazení polárních map	54
7.10	Menu 3D model a okno zobrazení 3D modelu	55
7.11	Dialogové okno Nastavení lupy	56
7.12	Dialogové okno Nastavení barevných tabulek	56
7.13	Dialogové okno Nastavení palet	57
7.14	Dialogové okno Nastavení adresářů	57
7.15	Dialogové okno Nastavení velikostí	58
7.16	Dialogové okno Nastavení DirectX	58
7.17	Dialogové okno Nastavení pro zobrazení řezů	59
7.18	Dialogové okno Nastavení pro převod polární mapy	59
7.19	Dialogové okno Nastavení zobrazení 3D modelu	60
A.1	Standardní barevné tabulky	63

Abstrakt

Název práce: Zpracování grafických dat v kardiologii

Autor: Stanislav Mikeš

Katedra (ústav): Kabinet software a výuky informatiky

Vedoucí diplomové práce: RNDr. Josef Pelikán

e-mail vedoucího: Josef.Pelikan@mff.cuni.cz

Abstrakt: Diplomová práce se zabývá zobrazením prokrvení srdečního svalu v nukleární medicíně. Je diskutován přístup k reorientaci tomografických dat (získání šikmých řezů), metody a nástroje zobrazení řezů (volba barevné tabulky, prahování, interpolace). Dále je pozornost věnována tvorbě polárních map (průmět levé komory do roviny tečné k hrotu srdce), jejich porovnávání a 3D modelu srdce s naneseným prokrvením na povrch. Součástí diplomové práce je program, který umožňuje tyto způsoby zpracování (včetně programové dokumentace). Program byl napsán pro platformu Win95 a vyšší.

Klíčová slova: SPECT, nukleární medicína, srdce

Title: Graphic Data Processing in Cardiology

Author: Stanislav Mikeš

Department: Department of Software and Computer Science Education

Supervisor: RNDr. Josef Pelikán

Supervisor's e-mail address: Josef.Pelikan@mff.cuni.cz

Abstract: The thesis discusses tools for myocardial perfusion imaging. It is focused to oblique slices calculation, tools for viewing slices (choice of color table, thresholding, interpolation), polar maps calculation and its comparison. Also 3D rendered models can help the physicians with the imagination about the hypoperfused area localization. Part of the thesis is the a program (and the documentation) which offers all described tools. The program was tested on Win95 and higher.

Keywords: SPECT, nuclear medicine, heart

Kapitola 1

Úvod

Zobrazování dat v nukleární medicíně je důležité a v současné době rychle se rozvíjející odvětví počítačového zpracování grafických dat. Pro diagnostiku v nukleární medicíně se používá několik odlišných principů snímání. Magnetická rezonance a CT jsou určeny hlavně pro zobrazení morfologických struktur. Zatímco jednofotonová emisní tomografie (SPECT) a pozitronová emisní tomografie (PET) umožňují převážně funkční zobrazení. Právě poslední dvě metody zobrazování (SPECT, PET) se používají v kardiologii pro zjišťování prokrvení a viability srdečního svalu.

Tato práce se zabývá metodikou pro zobrazování prokrvení srdečního svalu a různými přístupy k této problematice.

1.1 Cíl práce

Cílem práce je navrhnout způsob reorientaci řezů a jejich zobrazení, dále několik algoritmů pro výpočet polárních map a jejich porovnání a metodu pro 3D vizualizaci prokrvení srdce. Součástí práce má být v praxi použitelný programový systém, ve kterém budou navržené metody implementovány do uživatelsky příjemného prostředí.

Splnění tohoto úkolu předpokládá prostudování dostupné literatury o datech měřených v kardiologii, o jejich použití a grafických vizualizačních metodách.

Dále předpokládá seznámení se s požadavky lékařů a s programovými systémy, které jsou na medicínských pracovištích k dispozici, případně které se dodávají s diagnostickým hardwarem, včetně jejich dokumentace.

Tato práce je vypracována ve spolupráci s PET centrem Nemocnice Na Homolce v Praze, odkud pocházejí data použitá při tvorbě a testování programu. PET centrum je vybaveno PET a SPECT kamerami od firmy Siemens. Pro zpracování dat je použito několik výkonných grafických pracovních stanic Sun Microsystems s operačními systémy SunOS nebo Solaris. Pracovní stanice se standardně dodávají spolu s diagnostickým hardwarem a jsou proto vybaveny profesionálními programy určenými pro zpracovávání a zobrazování snímaných dat.

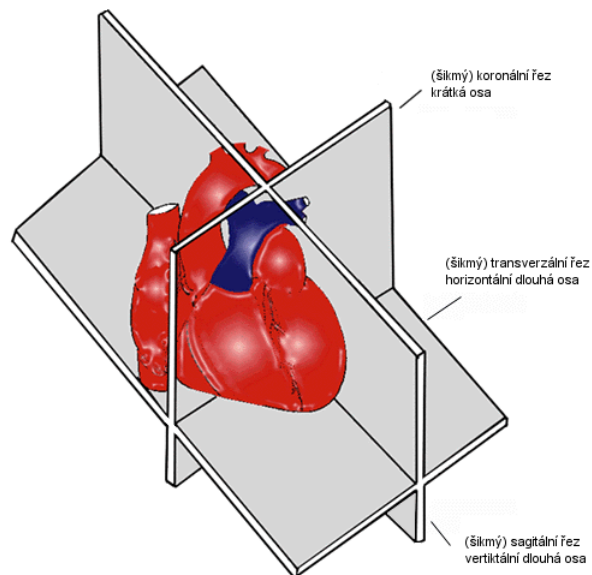
Pracovní stanice s profesionálním softwarem jsou ovšem příliš drahé, a proto nejsou běžně dostupné. Cílem práce je především vytvořit program pro uživatelům běžně dostupné počítače. Tento program není určen pro léčbu ani přesné určování nálezů, ale pouze pro testovací účely, jakými jsou různé prezentace nebo zběžné kontroly nasnímaných dat. Výhodou je možnost prohlížení dat i mimo diagnostické pracoviště.

Kapitola 2

Vstupní data

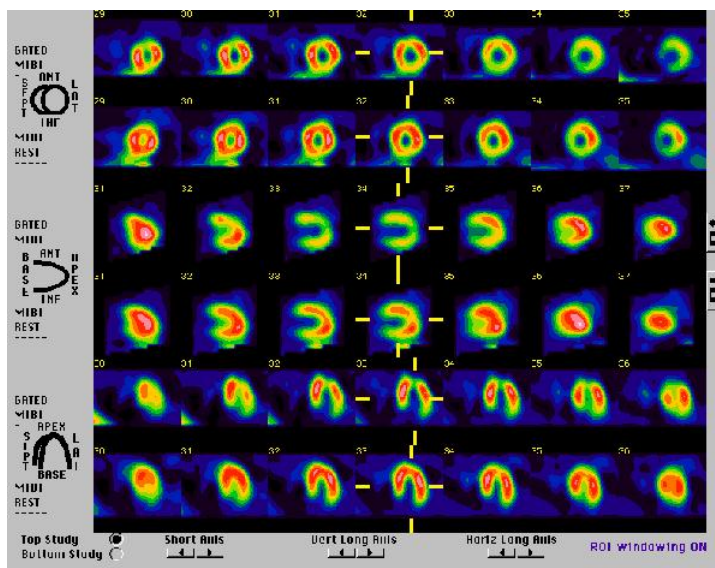
Tato kapitola pojednává o vstupních datech, jejich snímání, formátu, struktuře a transformaci na standardní orientaci – šikmé řezy.

2.1 SPECT vyšetření srdce



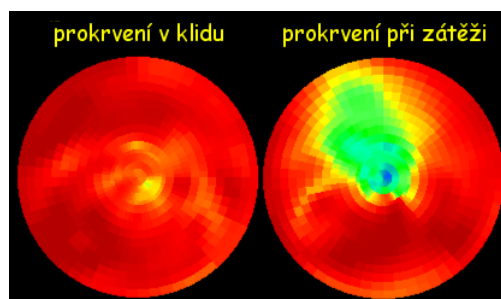
Obrázek 2.1: Náhled na tomografické řezy srdcem

Jednou z důležitých metod nukleární kardiologie je vyšetření prokrvení srdce. Pacientovi je aplikováno radiofarmakon, které umožňuje zobrazit prokrvení srdečního svalu, především oblasti levé komory. Toto vyšetření bývá prováděno v klidu a v zátěži a z jejich porovnání je možno usuzovat na prokrvení srdečního svalu. Výstupem tohoto vyšetření je sada tomografických řezů kolmých na krátkou a dlouhou osu levé komory (obr. 2.1).



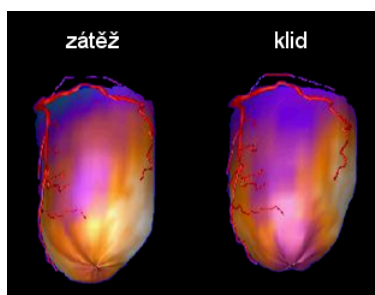
Obrázek 2.2: Příklad tomografických řezů

Při vyhodnocení nálezu se vychází z těchto řezů (obr. 2.2), špatně prokrvené místo je reprezentováno nižší měřenou intenzitou, která se na obrázku projeví jako *přerušeni*. Pro vzájemné porovnávání nebo porovnávání se standardními normály, tvorbu databází apod. se využívá tzv. polární mapa - průmět do roviny tečné ke hrotu srdce (obr. 2.3).



Obrázek 2.3: Příklad polárních map

Pro ilustraci špatně prokrveného místa se využívá také 3D model, na nějž je prokrvení naneseno barevně (obr. 2.4).



Obrázek 2.4: Příklad 3D modelu srdce

Pro vyhodnocení naměřených dat existují dva přístupy vzniklé na Emory University a v Cedar Sinai, obě v USA, které se liší konstrukcí polární mapy. Výrobci kamer a tvůrci komerčního softwaru tyto postupy, případně jejich modifikace, využívají ve svých komerčních programech. Tyto programy pak uživatel používá jako *black box* bez možnosti výběru a modifikace postupu a často i bez znalosti, které metody byly pro vyhodnocení použity.

2.2 Formát Interfile

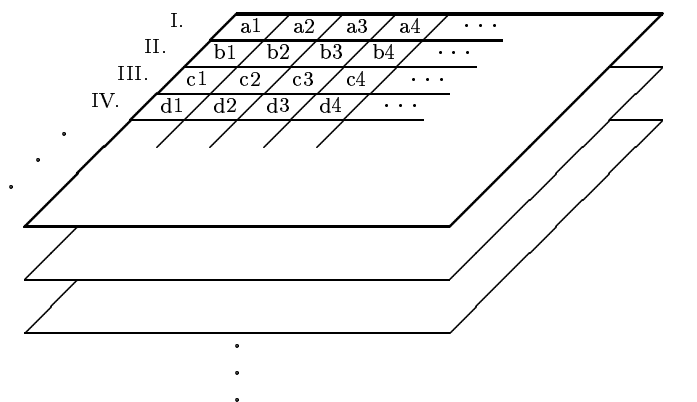
Snímaná data ukládá firemní hardware na disk většinou ve svém nativním formátu, ale ten se nehodí pro přenos a další zpracování, proto se používají standardizované datové formáty. Jedním z nich, který je používán v této práci je formát Interfile, konkrétně verze 3.3. Formát Interfile je univerzální formát pro výměnu dat v nukleární medicíně.

Tento formát je nezávislý na výrobci hardwaru, a proto se používá pro přenos dat mezi různými platformami a aplikacemi. Přenášená data sestávají ze dvou částí – textové části, která představuje vlastně hlavičku přenášených dat a vlastních binárních dat. Tyto dvě části mohou být zapsány v jediném souboru, ale tento způsob je již zastaralý a ve verzi 3.3 je doporučováno, aby textová a binární data byla oddělena a uložena v samostatných souborech.

Textová data obsahují nezbytné informace technického charakteru, která popisují binární data – počet a velikosti přenášených obrazových matic, formát uložení čísel apod. Dále pak parametry snímání sloužící pro zpracování dat

– fyzické rozměry pixelů¹, vzdálenost a tloušťka řezů, v neposlední řadě jsou zde administrativní údaje, popisující danou studii – identifikace pacienta a konkrétní studie, typ studie, a další relevantní informace vztahující se k danému vyšetření.

Výhodou tohoto formátu je jednoduchá syntaxe textových dat. Data jsou reprezentována souborem dvojic *klíč:=hodnota*, které jsou zapsány v souboru každá na samostatném řádku. Pokud je potřeba rychle zjistit informaci o studii, nebo upravit určitou hodnotu, postačí obyčejný textový editor. Tato vlastnost je vhodná především, pokud je nutné zabezpečit data před zneužitím citlivých údajů, například při prezentacích, nebo při poskytování dat pro testovací účely dalším subjektům. V těchto případech je nežádoucí, aby v datech figurovala jména nebo rodná čísla pacientů. Snadno je lze pomocí textového editoru změnit či odstranit. Na rozdíl od jiných, binárních formátů (např. DICOM), kde jsou data editovatelná jen ve speciálních aplikacích.



Obrázek 2.5: Uložení obrazových dat ve formátu Interfile

Jak již bylo zmíněno, binární data mohou být uložena v souboru za textovými daty, avšak většinou se nacházejí v samostatném souboru, na který je v textových datech uveden odkaz. Protože formát Interfile je univerzální, lze data uložit v několika různých číselných formátech. Data mohou být uložena jako celá čísla, čísla v plovoucí řádové čárce, reprezentována bitovou maskou a nebo zapsána v kódování ASCII, kde jsou číselné hodnoty vyjádřeny v textové podobě.

Přenášená data ve formátu Interfile jsou chápána jako série dvourozměrných matic. Hodnoty jednotlivých matic v souboru jsou uloženy postupně po řád-

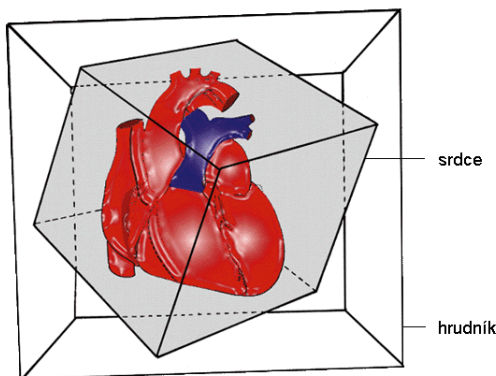
¹pixel... políčko obrazové matice (z angl. *picture element*)

cích zleva doprava, řádky od horního k dolnímu. Tedy první uloženou hodnotou je pole v levém horním rohu matice, následuje druhý prvek ve stejné řádce, až k pravému okraji matice. Následují další řádky, až k dolnímu konci matice, jak ukazuje obrázek 2.5. Trojrozměrná data jsou přenášena jako série dvourozměrných řezů – matic, které následují v souboru těsně za sebou.

V souboru může být více obrazů/posloupností řezů, potom jsou v binárních datech řazeny v takovém pořadí, v jakém jsou popisovány v textové hlavičce. Podrobnější informace o formátu Interfile verze 3.3 lze nalézt v [10].

2.3 Struktura dat

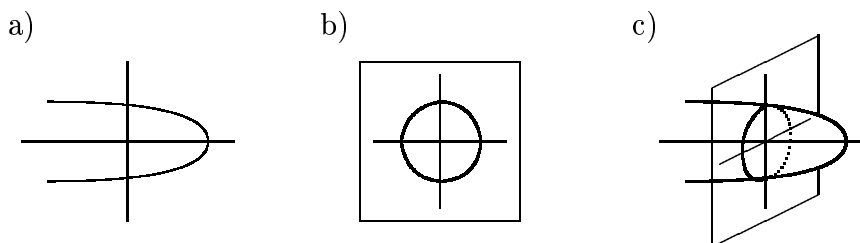
Vstupní data zpracovávaná programem jsou uložena ve formátu Interfile verze 3.3. Jedná se o trojrozměrná data srdce získaná snímáním SPECT nebo PET kamerou. Data, se kterými program pracuje jsou již zrekonstruovaná, to znamená, že jsou již ve formě dvourozměrných matic, odpovídají řezům trojrozměrným prostorem. Tato rekonstrukce je většinou zajišťována přímo firemním hardwarem dodávaným spolu se snímací kamerou. Poté jsou nasnímaná data zkonvertována do formátu Interfile a výstupem jsou dvourozměrné řezy uložené ve formě posloupnosti matic, kde jsou číselné hodnoty kódovány jako dvoubytová celá čísla, buď ve formátu *little endian* nebo *big endian*.²



Obrázek 2.6: Poloha srdce v hrudníku

²Těmito výrazy se označuje pořadí ukládání bytů u vícebytových čísel. Ve formátu *little endian* je uložen nejdříve nejméně důležitý byte čísla, následovaný dalšími byty podle vzrůstající důležitosti. Formát *big endian* používá opačné pořadí, tj. jako první ukládá byte, který je nejvýznamější.

Při tomografickém snímání těla jsou výstupní transverzální řezy kolmé k ose těla. Protože srdce není v hrudníku uloženo svojí dlouhou osou rovnoběžně s osou těla (obr. 2.6), ale je natočené, je na těchto řezech nevhodně zobrazeno. Proto je potřeba před dalším zpracováním mít data otočena tak, že transformované řezy budou odpovídat řezům srdce v krátké ose, tj. budou kolmé na dlouhou osu srdce³. Na obrázcích 2.7a-c je možno vidět schematické pohledy na tyto řezy z různých stran. Obrázek 2.7a ukazuje řez v krátké ose (znázorněn svíslou čarou), kolmý na dlouhou osu. Na dalším obrázku (obr. 2.7b) je vidět průmět srdce do roviny v krátké ose a poslední obrázek (obr. 2.7c) zobrazuje trojrozměrný pohled na řez srdcem v krátké ose.



Obrázek 2.7: Tomografické řezy znázorňující prokrvení LK srdce

Takto přetransformovaná data mívají kolem 24 řezů, které mají velikost matice 64x64 bodů. Relevantní data se nacházejí ve střední části matice – dlouhá osa srdce prochází přibližně středem matice. Protože snímací zařízení nemá příliš vysokou rozlišovací schopnost (velikost voxelu⁴ se pohybuje přibližně kolem půl centimetru), jsou v poměrně velké části matice⁵ obsaženy informace, které nejsou podstatné, a proto je lze zanedbat.

V případě, že vstupní data nejsou transformována (otočena) do *správné pozice*, je nutné provést *transformaci na šikmé řezy*⁶.

³Dlouhá osa je osa procházející srdcem od hrotu (apexu) k bázi.

⁴voxel. . . trojrozměrné políčko, obdoba pixelu (z angl. *volume element*)

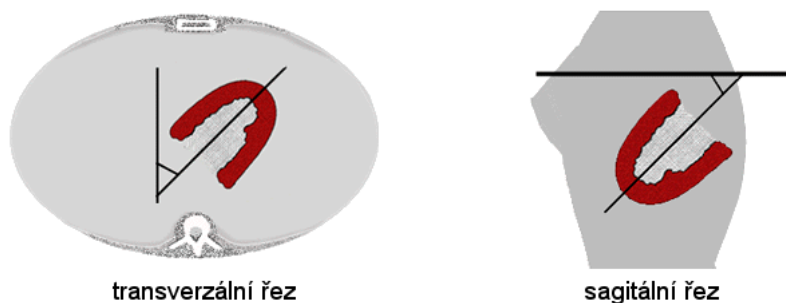
⁵Jedná se o části na krajích matice. V některých případech dosahuje rozsah těchto částí až 75 % rozsahu matice.

⁶V anglické literatuře se pro tuto transformaci používá označení *oblique transformation*. V dostupné české literatuře zabývající se tímto tématem nebyl nalezen český ekvivalent, proto budu dále v textu používat český překlad *transformace na šikmé řezy*.

2.4 Šikmé řezy

Šikmými řezy jsou myšleny řezy, které jsou kolmé k dlouhé ose srdce⁷. Protože nasnímaná data nejsou takto orientována, je zapotřebí, aby před dalším zpracováním byla data správně otočena. V praxi (popsáno v [6]) je toto řešeno tak, že uživateli je nabídnut transverzální řez, na kterém zkušený operátor natočí úsečku tak, aby byla rovnoběžná s dlouhou osou srdce. Cílem je, aby úsečka byla co nejvíce rovnoběžná se septální a laterální stěnou srdce, jak je vidět z transverzálního řezu na obrázku 2.8.

Získaný úhel slouží pro vygenerování dalšího řezu, který je kolmý na předchozí transverzální řez. Nový řez je generován ve směru zvolené úsečky a slouží k určení druhého úhlu. Ten je nastavován opět úsečkou, která by měla být zase rovnoběžná se stěnami srdce⁸. Na sagitálním řezu na obrázku 2.8 je vidět pohled kolmý na transverzální řez, v obecném případě je vygenerovaný řez závislý na volbě prvního úhlu, ale v tomto případě je pro větší názornost zobrazen sagitální řez⁹.



Obrázek 2.8: Transformace na šikmé řezy

Dva zvolené úhly v trojrozměrném prostoru původních dat určují směr dlouhé osy srdce a tím pádem i osy nově generovaných šikmých řezů. Pokud jsou úhly zvoleny špatně, vygenerovaná data budou nesprávně transformována, což může mít za následek chybné určení defektů srdce při dalším zpracování¹⁰.

⁷Zde je myšlena levá komora srdce, dále v textu budeme pod slovem *srdce* (resp. *srdeční sval*) myslet levou komoru srdce (resp. sval levé komory srdeční).

⁸Tentokrát se jedná o přední (*anterior*) a spodní (*inferior*) stěnu.

⁹Sagitální řez odpovídá zvolení prvního úhlu 0° .

¹⁰Například při generování polárních map, ze kterých se určuje prokrvení jednotlivých částí srdečního svalu.

2.4.1 Parametry pro transformaci

Při zobrazení dialogu pro transformaci na šikmé řezy je potřeba zvolit vhodný transverzální řez, který prochází srdcem zhruba uprostřed, tak aby bylo dobře vidět jeho stěny. Kromě úhlů určujících směr hlavní osy srdce, operátor také určuje pozici, která bude uvažována za střed transformovaných dat. Bylo by vhodné tyto parametry (úhly i pozici středu) předem alespoň zhruba odhadnout. Pro odhad pozice srdce a jeho natočení by se teoreticky¹¹ mohly použít statistické momenty.

Standardně je ve spojitém 2-rozměrném případě obecný moment definován jako

$$m_{pq} = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} x^p y^q f(x, y) dx dy, \quad p, q \in N, \quad f(x, y) \in C^1,$$

kde $(p + q)$ je řád momentu, centrální moment

$$\mu_{pq} = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} (x - x_t)^p (y - y_t)^q f(x, y) dx dy, \quad x_t = \frac{m_{10}}{m_{00}}, \quad y_t = \frac{m_{01}}{m_{00}},$$

a nakonec normovaný centrální moment

$$\nu_{pq} = \frac{\mu_{pq}}{\mu_{00}^\omega}, \quad \omega = \frac{p + q}{2} + 1.$$

V diskrétním případě jsou momenty počítány obdobně. Obecný diskrétní moment

$$m_{pq} = \sum_{j=0}^{m-1} \sum_{i=0}^{n-1} i^p j^q f(i, j), \quad p, q \in N,$$

kde $f(i, j)$ je obrazová matice velikosti $n \times m$ a $(p + q)$ řád momentu, diskrétní centrální moment

$$\mu_{pq} = \sum_{j=0}^{m-1} \sum_{i=0}^{n-1} (i - x_t)^p (j - y_t)^q f(i, j), \quad x_t = \frac{m_{10}}{m_{00}}, \quad y_t = \frac{m_{01}}{m_{00}},$$

a normovaný centrální moment ν_{pq} se počítá stejně jako ve spojitém případě.

¹¹v ideálním případě

Pro výpočet pozice jsou používány trojrozměrné¹² obecné diskrétní momenty, konkrétně střední hodnoty počítané podle vzorců uvedených u centrálního momentu pro x_t, y_t, z_t . Jako obrazová funkce $f(i, j, k)$ jsou použity prahované¹³ hodnoty dat.

Prahování je použito, protože značná část dat kolem srdce obsahuje pouze šum, který by mohl negativně ovlivnit výpočet. Hodnotou pro prahování je zvolena polovina z maximální hodnoty matic. Tento limit je používán pro prahování dat při předzpracování dat v používaných algoritmech (např. v [4]), proto byl použit i v tomto případě¹⁴.

Pomocí prvních momentů bylo odhadnuto těžiště, z druhých momentů by se měl dát odhadnout směr hlavní osy srdce. Bohužel hodnoty úhlů hlavní osy nelze v tomto případě podle statistických momentů příliš dobře spočítat. Je to způsobeno diskrétním prostorem a charakterem dat, která mají velmi nízké rozlišení. Odhadované hodnoty úhlů jsou tak zatíženy příliš velkou chybou, kterou by bylo třeba ručně stejně opravovat. Proto byly oba úhly nastaveny na pevně danou počáteční hodnotu 45° , jak je používáno v jiných programech, a která zhruba odpovídá natočení srdce v hrudi.

Po nastavení počátečních parametrů je uživateli nabídnut transverzální řez, který obsahuje odhadnutou pozici středu srdce. Uživatel má možnost měnit pozici středu a obou úhlů tak, aby docílil požadovaného nastavení pro transformaci. V průběhu těchto změn jsou počítány další dva řezy – řez kolmý na zobrazený transverzální řez a dále pak výsledný řez v krátké ose. Podle tohoto řezu může operátor kontrolovat správnost nastavení.

2.4.2 Výpočet směrových vektorů

Poté, co uživatel potvrdí zvolené parametry, je provedena transformace na šikmé řezy. Směrové vektory pro transformaci na šikmé řezy jsou spočteny ze zadaných úhlů, dále označených α a β , podle vzorců

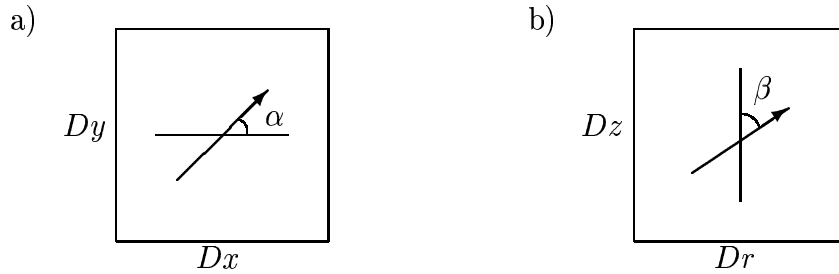
¹²počítají se analogicky jako dvourozměrné

¹³Hodnoty menší než zvolený práh jsou považovány za nulové.

¹⁴Tento práh je použit i při dalším zpracování dat, nejen při transformaci na šikmé řezy.

$$\begin{aligned} T_x &= [dx \cos(\alpha) \cos(\beta), \quad dy \sin(\alpha) \cos(\beta), \quad -dz \sin(\beta)], \\ T_y &= [-dx \sin(\alpha), \quad dy \cos(\alpha), \quad 0], \\ T_z &= [dx \cos(\alpha) \sin(\beta), \quad dy \sin(\alpha) \sin(\beta), \quad dz \cos(\beta)], \end{aligned}$$

kde (dx, dy, dz) označuje fyzický rozměr voxelu původních dat. Střed transformace (x, y, z) je určen uživatelem společně při zadávání úhlů.



Obrázek 2.9: Výpočet vektorů pro transformaci

Pomocný řez kolmý na transverzální řez je spočten podle

$$\begin{aligned} P_x &= [dx \cos(\alpha), \quad dy \sin(\alpha), \quad 0], \\ P_y &= [0, \quad 0, \quad dz]. \end{aligned}$$

Při výpočtu pomocného řezu je použit jen úhel α , protože úhel β je nastaven dle tohoto řezu.

Výše uvedené vzorce se snadno odvodí (obr. 2.9). Obrázek 2.9a znázorňuje transverzální řez spolu s úhlem α . Druhý obrázek 2.9b představuje pomocný řez generovaný podle volby úhlu α . Směry Dx , Dy a Dz odpovídají po řadě vektorům

$$Dx = [dx, 0, 0], \quad Dy = [0, dy, 0] \quad a \quad Dz = [0, 0, dz].$$

Vektor Dr z generovaného pomocného řezu

$$Dr = \cos(\alpha)Dx + \sin(\alpha)Dy = [dx \cos(\alpha), dy \sin(\alpha), 0].$$

Vektory Dz a Dr odpovídají směrovým vektorům pro pomocný řez P_x a P_y . Výsledný směr dlouhé osy srdce Do , shodný se směrovým vektorem T_z , je určen rovnicí

$$Do = \cos(\beta)Dz + \sin(\beta)Dr = [dx \cos(\alpha) \sin(\beta), dy \sin(\alpha) \sin(\beta), dz \cos(\beta)].$$

Zbývající dva vektory T_x a T_y , kolmé na T_z se jednoduše dopočítají. T_y je zvolen v rovině transverzálního řezu a T_x dostaneme vektorovým součinem předchozích dvou vektorů T_z a T_y .

Po správně provedené transformaci na šikmé řezy by jednotlivé matice měly odpovídat řezům v krátké ose srdce, tj. měly by být kolmé vůči dlouhé ose. Takto upravená data lze dále zpracovávat programem, který pro korektní činnost některých operací vyžaduje data v normalizované pozici.

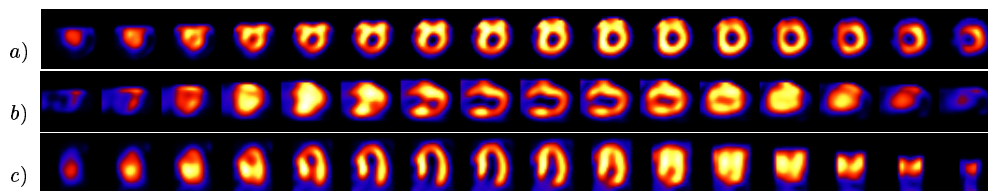
Kapitola 3

Vizualizace řezů

V této kapitole je popsána vizualizace řezů a metody, které se při vizualizaci používají.

3.1 Zobrazení řezů

V podstatě nejjednodušší a základní¹ metodou pro vizualizaci tomografických dat je prosté zobrazení jednotlivých řezů – obrazových matic s daty. U tomografických dat srdce se standardně zobrazují tři série na sebe kolmých řezů. Data jsou již převedena na šikmé řezy, takže matice obsahují řezy v krátké ose srdce (obr. 3.1a). Dále pak jsou zde řezy srdce v dlouhé ose – vertikální (obr. 3.1b) a horizontální (obr. 3.1c).



Obrázek 3.1: Zobrazení tomografických řezů

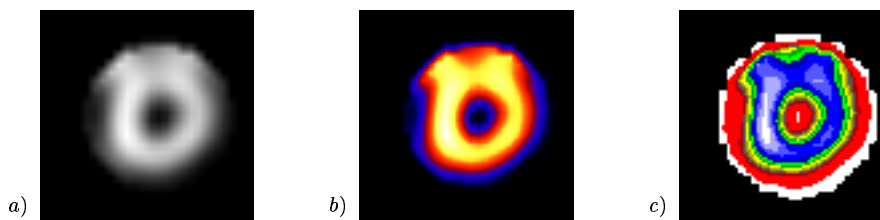
Řezy slouží pro prohlížení nasnímaných tomografických dat. Pomocí různých operací lze měnit zobrazení řezů tak, aby uživatel mohl snadno posoudit

¹pro popis, protože nevnučuje žádné představy

prokrvení srdečního svalu. Často se používá zobrazení více studií pod sebou, aby bylo možné snadno sledovat změny prokrvení² při různých podmínkách.

3.2 Barevné tabulky

Při zobrazování dat je potřeba přiřadit hodnotám – intenzitám v matici barvy, které je budou reprezentovat. Standardní barevný systém používaný v počítačové grafice je systém RGB. V tomto systému se výsledná barva vytváří pomocí součtu³ tří nezávislých barvových složek – červené, zelené a modré⁴. U běžně používaného 3-bytového kódování může každá ze složek nabývat intenzity od 0 do 255. Celkem tedy lze získat přes 16 milionů⁵ barev.



Obrázek 3.2: Použití barevných tabulek

Jak ale převést hodnotu daného pole matice na odpovídající barvu? K tomuto účelu slouží barevné tabulky. Jedná se o pole RGB hodnot, do kterého se odkazujeme pomocí indexu, odvozeného z převáděné hodnoty intenzity. Barevných tabulek existuje celá řada, protože je potřeba různé typy zobrazení. Jsou tabulky, které mají lineární průběh intenzity, jiné mají průběh logaritmický a nebo exponenciální. Tabulky mohou být monochromatické⁶ (obr. 3.2a), nebo s přechody více barev (obr. 3.2b). Speciálním případem

²Většinou se porovnávají data pořízená bez zátěže a při zátěži, kdy se mění potřeba zásobování svalu kyslíkem, a tím pádem se změnou intenzity projevují případně nedostatečně prokrvené části srdečního svalu.

³Jedná se o aditivní barvový systém, kde jsou barvy přidávány k základní – černé barvě. Bylo by možné použít jistě i jiný barvový systém, ale výsledek by byl de facto stejný, pouze barvy by byly reprezentovány jiným způsobem. Subtraktivní systém CMYK, používaný zvláště v tiskárnách, na rozdíl od aditivního systému barvové složky odečítá od bílé barvy. Existují i jiné barvové systémy, například HLS nebo HSV, kde jsou barvy určeny pomocí barevného tónu, sytosti barvy a intenzity nebo světlosti.

⁴Od těchto barev pochází název systému, jedná se o první písmena z anglických názvů barev – *red*, *green* a *blue*.

⁵přesně $2^{3 \times 8} = 16777216$

⁶odstíny jedné barvy

jsou tabulky skokové (obr. 3.2c), kde je jedna barva přidělena vždy určité (např. 10 %) části tabulky. Tyto tabulky slouží pro zvýraznění rozdílů hodnot intenzity⁷, což je zvláště vhodné pro srdce.

Ale barevné tabulky slouží především jako nástroj pro snadnější posouzení zobrazovaných dat. Každý uživatel má svoji preferovanou tabulku, na kterou je zvyklý a se kterou pracuje. Protože výběr tabulky je do velké míry subjektivní záležitost, nelze vybrat jednu tabulku, která by byla ta *správná* pro konkrétní zobrazovaná data. Proto se k programům dodává více barevných tabulek, ze kterých si uživatel může vybrat tu, která je v dané situaci nejvhodnější. V příloze A jsou zobrazeny standardní barevné tabulky, které se používají pro zobrazování v tomografii.

Barevné tabulky mívají obvykle velikost 256 položek. Protože rozsah hodnot dat bývá často větší než velikost barevné tabulky, je potřeba více hodnotám přiřadit stejný index do barevné tabulky, tj. stejnou barvu. Nejjednodušší metodou, která toto řeší, je lineární přidělení barev intenzitám. Index do barevné tabulky je určen vztahem

$$INDEX = \left\lfloor N \cdot \left(\frac{I - I_{min}}{I_{max} - I_{min}} \right) \right\rfloor,$$

kde N je velikost barevné tabulky a I_{min} (resp. I_{max}) je minimální (resp. maximální) intenzita dat.

Lineární metoda nemusí být vždy nejlepším řešením transformace intenzity. V případě, že data obsahují velké množství např. nízkých hodnot a jen málo vysokých, tak výsledný obraz může být téměř bez viditelných detailů. V tomto případě by bylo vhodnější použít jinou metodu než rovnoměrné mapování do barevné tabulky. Postup, který v tomto případě dává lepší výsledky, bere do úvahy četnosti jednotlivých intenzit v datech.

3.2.1 Ekvalizace histogramu

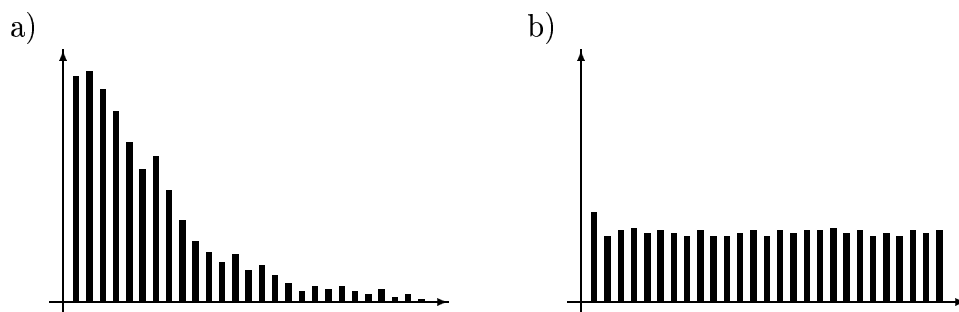
Ekvalizace⁸ histogramu je metoda, která se snaží barvy přiřadit rovnoměrně hodnotám intenzit tak, aby jednotlivé barvy byl rovnoměrně zastoupeny ve výsledném obraze. To znamená, že interval hodnot s malou četností bude mít

⁷Skoková tabulka vytváří pomyslné barevné izoplochy umožňující snadnější vizuální porovnání intenzit než tabulky s lineárním průběhem

⁸nebo též vyrovnání

přiděleno méně barev než interval hodnot s větší četností. Při implementaci se většinou nepočítá několik prvních hodnot, protože mají v datech příliš velké zastoupení a nemají příliš vysokou informační hodnotu. Pokud by se tyto hodnoty uvažovali, na ostatní hodnoty by zbývalo příliš málo barev.

Tato metoda se používá, pokud jsou hodnoty zobrazovaných dat rozprostřeny nerovnoměrně. Ale ne v každém případě je její použití vhodné. Protože tato metoda zvýrazní celý rozsah hodnot, mohou být, v případě obsahu relativně velkého množství nedůležitých hodnot, potlačeny důležité části obrazu. Proto je vhodné používat ekvalizaci histogramu jen na vybraném intervalu hodnot.



Obrázek 3.3: Ekvalizace histogramu

Na obrázcích 3.3a-b lze vidět rozdíly v zastoupení barev ve výsledném obrazu⁹ (bez ekvalizace histogramu (obr. 3.3a), s ekvalizací histogramu (obr. 3.3b)).

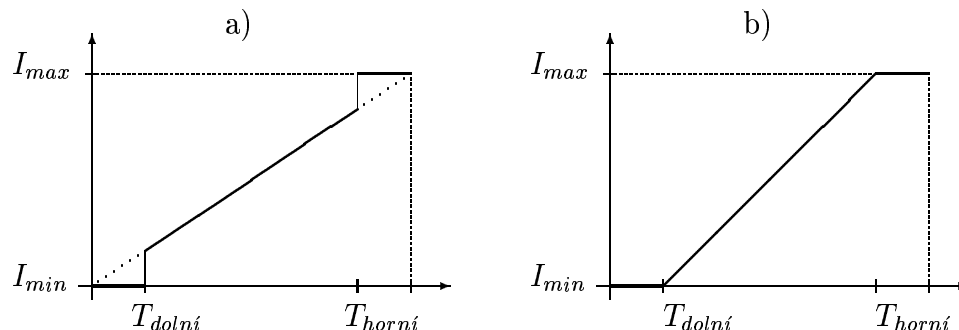
3.3 Prahování

Při vizualizaci řezů může být požadováno zobrazení jen vybrané části intenzit, tj. potlačení nepotřebné informace. K tomuto účelu slouží *prahování*. Zadáním dolního a horního prahu je určen rozsah intenzit, které se mají zobrazovat. Hodnoty intenzity, které jsou menší než zvolený dolní práh, jsou brány jako minimální hodnota intenzity, hodnoty přesahující horní práh, za maximální hodnotu,

$$I_{výsledná} = \begin{cases} I_{min}, & I_{vstupní} < T_{dolní} \\ I_{max}, & I_{vstupní} > T_{horní} \\ I_{vstupní}, & jinak. \end{cases}$$

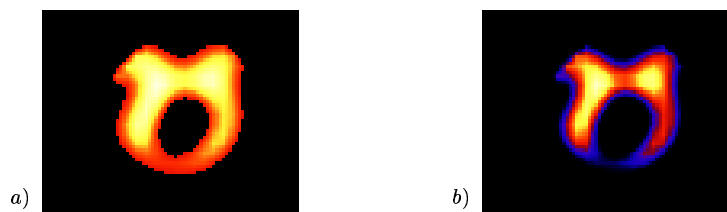
⁹bez započítání nejnižších hodnot dat

Výsledné intenzitě je přiřazena barva podle zvolené barevné tabulky. Při mapování¹⁰ barev lze počítat index do tabulky bez ohledu na prahování, tj. barvy jsou přiřazeny všem hodnotám intenzity, i když se některé v zobrazovaném obraze nebudou vyskytovat (obr. 3.4a). Nebo je možné barvy přiřadit pouze rozsahu intenzit, který je určen dolním a horním prahem, tj. barvy jsou mapovány jen na část hodnot intenzity (obr. 3.4b).



Obrázek 3.4: Prahování – grafy

Při použití druhé metody se celá barevná tabulka rozprostře na zvoleném rozsahu a ve výsledném obraze pak budou, v tomto zvoleném rozsahu, lépe viditelné detaily. Tento efekt je způsoben větším počtem barev přiděleným na zobrazování pro méně hodnot intenzity. Rozdíly mezi oběmi metodami je možný vidět z obrázku 3.5a, který dává metoda bez ohledu na meze, a obrázku 3.5b, který mapuje barvy pouze v rozsahu prahování.



Obrázek 3.5: Prahování – řezy

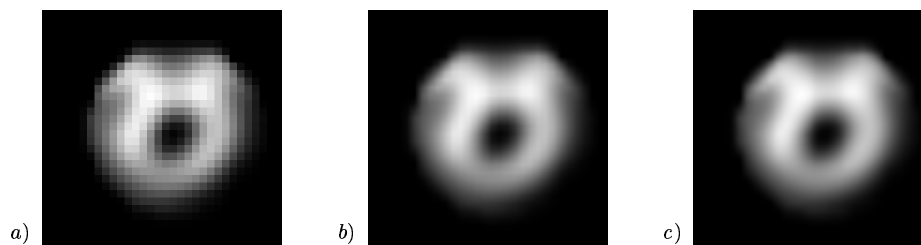
3.4 Zvětšení rozlišení řezů

Pro zobrazování řezů je potřeba zvětšit velikost zobrazované matice dat, protože původní velikost není dostatečně velká, aby při zobrazení na monitoru

¹⁰převod intenzity na barvu podle barevné tabulky

nevypadaly řezy příliš malé. Při zvětšení obrazu je nutné spočítat nové hodnoty obrazových bodů.

Existuje celá řada metod, jak tyto hodnoty dopočítat – interpolovat. Je zřejmé, že metody dávající lepší výsledky budou také výpočetně náročnější. Nejběžněji používané metody jsou interpolace nejbližším sousedem a lineární interpolace. Dále se používají složitější metody interpolace polynomy, goniometrickými nebo exponenciálními funkcemi.

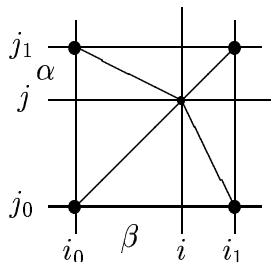


Obrázek 3.6: Porovnání metod interpolace (8× zvětšeno)

- *interpolace nejbližším sousedem* – nejjednodušší metoda a také nejrychlejší metoda, která použije při interpolaci hodnotu nejbližšího souseda v původních datech. Bohužel nedává příliš dobré výsledky, je vhodná pro rychlé spočítání náhledů, ale pro běžné použití se nehodí. Je to způsobené především nespojitostí hodnot interpolovaných dat, která se projevuje *mozaikovitým* efektem (obr. 3.6a).
- *lineární interpolace* – odstraňuje nevýhodu nespojitosti výsledného obrazu. Tato metoda používá k výpočtu nových hodnot proložení přímkou dvěma sousedními body. Výsledkem této interpolace je lomenná čára (v jednorozměrném případě). Nevýhodou této metody je nespojitost derivace, což může vytvářet falešné hrany a působit rušivě (obr. 3.6b).
- *kubická interpolace* – tato metoda je již poměrně časově náročná, ale zato dává poměrně nejlepší výsledky. K interpolaci jsou použity čtyři okolní body (v jednorozměrném případě), kterými je proložen kubický polynom. Při použití této metody jsou přechody hladké, tj. jsou spojitě i derivace (obr. 3.6c).

Rozdíly mezi lineární a kubickou interpolací v tomografických datech nukleární medicíny není příliš velký. Je to dáno především charakterem dat,

kteřé neobsahují ostré přechody. Proto je zbytečné používat časově náročnou bikubickou¹¹ interpolaci, když postačí jednodušší – rychlejší bilineární¹² interpolace.



Obrázek 3.7: Bilineární interpolace

Na obrázku 3.7 je možno vidět, jak se interpoluje hodnota ze čtyř okolních bodů. Relativní vzdálenosti α a β určují váhu jednotlivých sousedů. Novou hodnotu F v bodě (i, j) spočteme jako vážený průměr hodnot čtyř nejbližších sousedních bodů $f(i_0, j_0)$, $f(i_1, j_0)$, $f(i_0, j_1)$ a $f(i_1, j_1)$ podle vzorce

$$F(i, j) = (1 - \beta) ((1 - \alpha)f(i_0, j_0) + \alpha f(i_1, j_0)) + \beta ((1 - \alpha)f(i_0, j_1) + \alpha f(i_1, j_1)),$$

kde $\alpha = \frac{i - i_0}{i_1 - i_0}$ a $\beta = \frac{j - j_0}{j_1 - j_0}$.

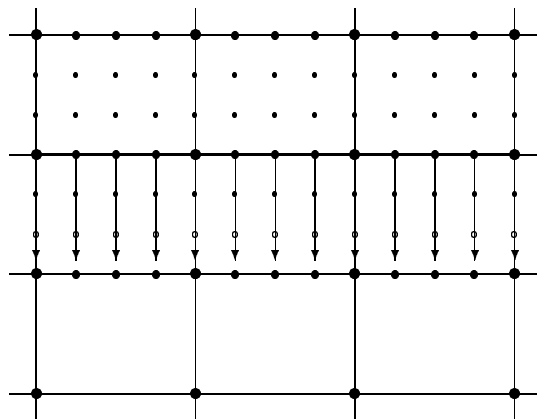
3.4.1 Urychlení výpočtu

Pro výpočet zvětšení řezů byl použit algoritmus popsany v této kapitole. Algoritmus využívá toho, že pro výpočet některých bodů je potřeba stejných mezivýpočtů, které by se v případě přímého výpočtu počítali vícekrát.

Na obrázku 3.8 je možno vidět činnost 2D algoritmu bilineární interpolace. V každém kroku se nejdříve interpolují potřebné řádky (interpolace pouze v jednom rozměru), mezi kterými se poté interpolují jednotlivé body. Tyto body v nových řádkách se interpolují paralelně, tj. v podstatě se interpolují vektory hodnot.

¹¹Jedná se o kubickou interpolaci dvouřozměrných dat. Lze provést i jako dvě kubické interpolace po sobě, nejdříve interpolujeme data v jednom rozměru, a poté provedeme druhou interpolaci na nové získané hodnoty.

¹²obdobně jako bikubická interpolace



Obrázek 3.8: Urychlení výpočtu

Nyní bude podrobněji rozebrán algoritmus jednorozměrné lineární interpolace (pseudokód uveden dále). Interpoluje se vektor \vec{A} velikosti n na vektor \vec{B} velikosti m . Nejdříve se inicializují proměnné o , p , X , Y , D a Z .

- o – určuje aktuální pozici interpolovaného bodu [vyjádřeno v původních bodech]
- p – přírůstek mezi dvěma novými (interpolovanými) body [vyjádřeno v měřítku původních bodů]
- *overflow* – celá část rozdílu mezi předchozí a aktuální pozicí interpolovaného bodu
- X – hodnota aktuálního nejbližšího nižšího sousedního bodu v původních datech
- Y – hodnota aktuálního nejbližšího vyššího sousedního bodu v původních datech
- D – rozdíl hodnot mezi aktuálními sousedními body v původních datech
- Z – hodnota právě interpolovaného bodu

Po inicializaci proměnných probíhá cyklus (přes i) pro všechny nově interpolované body. V každém kroku je vypočtena jedna nová hodnota (Z) a přiřazena (do B_i). Pokud v aktuálním kroku nebyla překročena hranice původních bodů (*overflow* = 0), je jen zvětšena aktuální hodnota přičtením

přírůstku ($Z = Z + D$). V opačném případě ($overflow \neq 0$), tj. hranice byla překročena, je potřeba aktualizovat proměnné související s okolními body (X, Y, D a Z). Jestliže se přešlo jen přes jeden původní bod ($overflow = 1$), vyšší sousední bod se stal nižším ($X = Y$), takže postačí zjistit jen nový vyšší sousední bod (Y). Před dalším krokem je potřeba spočítat aktuální a přírůstkovou hodnotu (Z a D).

Lineární interpolace – 1D ($A_0 \dots A_{n-1} \longrightarrow B_0 \dots B_{m-1}$)

- inicializace proměnných:

$$o = 0, \quad p = 1 / \left(\frac{n-1}{m-1} \right)$$

$$X = A_{\lfloor o \rfloor}, \quad Y = A_{\lfloor o \rfloor + 1}, \quad D = Y - X$$

$$Z = X + \langle o \rangle D, \quad \text{kde } \langle o \rangle \text{ vrací část za desetinnou čárkou } o$$

$$D = pD$$

- cyklus: $i = 0, \dots, m - 1$

$$B_i = Z, \quad overflow = \lfloor o + p \rfloor - \lfloor o \rfloor, \quad o = o + p$$

proved' podle *overflow*

$$=0: \quad Z = Z + D$$

$$=1: \quad X = Y, \quad Y = A_{\lfloor o \rfloor + 1},$$

$$D = Y - X, \quad Z = X + \langle o \rangle D, \quad D = pD$$

$$>1: \quad X = A_{\lfloor o \rfloor}, \quad Y = A_{\lfloor o \rfloor + 1},$$

$$D = Y - X, \quad Z = X + \langle o \rangle D, \quad D = pD$$

Algoritmus bilineární interpolace je zobecnění jednorozměrného algoritmu¹³. Dvourozměrný algoritmus funguje podobně jako jednorozměrný, až na to, že místo operací s hodnotami provádí operace s vektory hodnot a pro získání hodnoty nejbližšího sousedního bodu používá volání jednorozměrné interpolace, která spočítá vektor hodnot sousedních bodů interpolovaných již v jednom rozměru. Jiný rozdíl v tomto algoritmu oproti jednorozměrné variantě v podstatě není.

¹³Lze snadno zobecnit na n-rozměrný algoritmus.

Bilineární interpolace – 2D ($\vec{A}_0^{n_x} \dots \vec{A}_{n_y-1}^{n_x} \longrightarrow \vec{B}_0^{m_x} \dots \vec{B}_{m_y-1}^{m_x}$)

- inicializace proměnných:

$$o = 0, \quad p = 1 / \left(\frac{n_y - 1}{m_y - 1} \right)$$

$$\vec{X}^{m_x} = \left[\vec{A}_{[o]}^{n_x} \right]_{n_x}^{m_x} \dots \text{(spočítá 1D interpolaci pro } \vec{A}_*^{n_x} : n_x \rightarrow m_x \text{)}$$

$$\vec{Y}^{m_x} = \left[\vec{A}_{[o]+1}^{n_x} \right]_{n_x}^{m_x}, \quad \vec{D}^{m_x} = \vec{Y}^{m_x} - \vec{X}^{m_x},$$

$$\vec{Z}^{m_x} = \vec{X}^{m_x} + \langle o \rangle \vec{D}^{m_x}, \quad \vec{D}^{m_x} = p \vec{D}^{m_x}$$

- cyklus: $j = 0, \dots, m_y - 1$

$$\vec{B}_j^{m_x} = \vec{Z}^{m_x}, \quad \text{overflow} = [o + p] - [o], \quad o = o + p$$

proved' podle *overflow*

$$=0: \quad \vec{Z}^{m_x} = \vec{Z}^{m_x} + \vec{D}^{m_x}$$

$$=1: \quad \vec{X}^{m_x} = \vec{Y}^{m_x}, \quad \vec{Y}^{m_x} = \left[\vec{A}_{[o]+1}^{n_x} \right]_{n_x}^{m_x}$$

$$\vec{D}^{m_x} = \vec{Y}^{m_x} - \vec{X}^{m_x}, \quad \vec{Z}^{m_x} = \vec{X}^{m_x} + \langle o \rangle \vec{D}^{m_x}, \quad \vec{D}^{m_x} = p \vec{D}^{m_x}$$

$$>1: \quad \vec{X}^{m_x} = \left[\vec{A}_{[o]}^{n_x} \right]_{n_x}^{m_x}, \quad \vec{Y}^{m_x} = \left[\vec{A}_{[o]+1}^{n_x} \right]_{n_x}^{m_x}$$

$$\vec{D}^{m_x} = \vec{Y}^{m_x} - \vec{X}^{m_x}, \quad \vec{Z}^{m_x} = \vec{X}^{m_x} + \langle o \rangle \vec{D}^{m_x}, \quad \vec{D}^{m_x} = p \vec{D}^{m_x}$$

Tento algoritmus bilineární interpolace byl implementován v pevné řádové čárce. Protože hodnoty interpolovaných dat jsou dvoubytové a nepoužívá se příliš velkých zvětšení, bylo použití čtyřbytových čísel dostatečně přesné. Oproti přímé metodě výpočtu bilineární interpolace byla tato implementace až osmkrát rychlejší.

Kapitola 4

Polární mapy

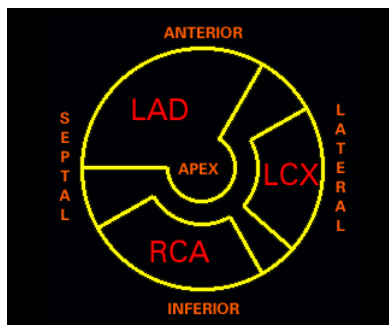
Tato kapitola se zabývá tvorbou a využitím polárních map. Jsou zde popsány metody porovnávání polárních map a metody výpočtu pomocí hybridní a elipsoidní metody.

4.1 Využití polárních map

Tomografické řezy nejsou příliš vhodné pro porovnávání více studií, protože je to série dvourozměrných obrazů, které musí pozorovatel zkoumat. Proto je vhodné převést tato data na dvourozměrný obraz, který lze snadněji porovnávat. Ze zobrazených dat jsou zajímavé jen části, které reprezentují srdeční sval. Tyto mají větší intenzitu¹, protože se ve svale hromadí radiofarmakon označené radionuklidem, který vyzařuje částice zachycované snímací kamerou.

Existuje několik metod, jak z trojrozměrných dat vytvořit dvourozměrný obraz, dvě z nich jsou podrobněji popsány v 4.2. Tyto dvourozměrné obrazy používají ustálenou konvenci, jak mají vypadat. Na obrázku 4.1 je možno vidět, jak jsou rozděleny jednotlivé oblasti zobrazené polární mapy.

¹To ovšem neplatí pro špatně prokrvovanou část svalů, která není dostatečně zásobena krví, a proto je zobrazena s menší intenzitou.



Obrázek 4.1: Rozdělení oblastí polární mapy

4.1.1 Porovnání dvou polárních map

Polární mapy jsou vytvářeny hlavně za účelem porovnání více studií. Především se porovnávají studie pacienta v klidu a se zátěží. Z rozdílu mezi polárními mapami těchto studií je možno vyčíst případné defekty v prokrvení srdečního svalu.

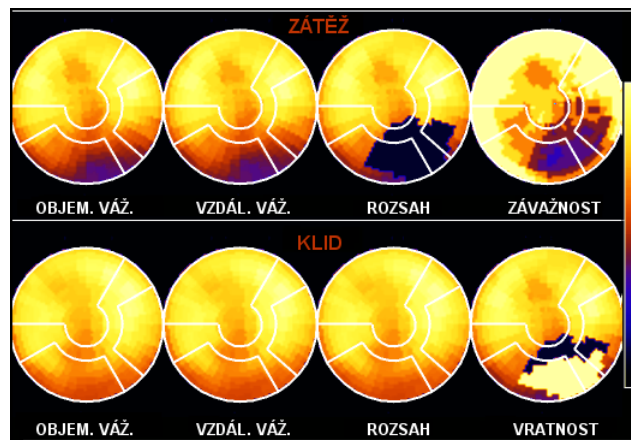
Na obrázku 4.2 lze vidět zobrazení porovnání dvou studií. Každá polární mapa studie je zobrazena ve dvou verzích – vzdálenostně vážené² a objemově vážené³ zobrazení. Rozdíl mezi těmito metodami je, že u vzdálenostně váženého zobrazení jsou šířky soustředných mezikruží v polární mapě stejné. Zatímco u objemově váženého zobrazení šířky soustředných mezikruží v polární mapě záleží na objemu srdečního svalu, který je reprezentován tímto mezikružím. Tato zobrazení také kompenzuje zkreslení v blízkosti středu polární mapy. Mezikruží v blízkosti středu má při stejné šířce menší plochu než zabírá mezikruží, které je na okraji polární mapy (viz [9]).

Před výpočtem vratnosti⁴ – rozdílu dvou polárních map se nejdříve musí převést na společnou hodnotu. Poté jsou hodnoty polární mapy zátěžové studie odečteny od polární mapy studie v klidu. V místě defektu při zátěži a bez defektu v klidu jsou v rozdílové polární mapě vysoké kladné hodnoty, které jsou vizuálně posouzeny jako špatně prokrvovaný srdeční sval.

²angl. *distance weighted*

³angl. *volume weighted*

⁴angl. *reversibility*



Obrázek 4.2: Porovnání polárních map

4.1.2 Porovnání s normálovým souborem

Při porovnávání polárních map se může použít i porovnání s normálovým⁵ souborem. Normálový soubor je vygenerován z velkého množství polárních map studií, u kterých je velmi malá pravděpodobnost srdečního defektu. Normálové soubory se vytvářejí a používají zvláště pro ženy a zvláště pro muže.

U metody porovnání s normálovým souborem se zobrazují polární mapy jako u porovnání dvou polárních map. Navíc jsou zde polární mapy rozsahu⁶ a závažnosti⁷ defektu (obr. 4.2). Rozsah defektu se zobrazuje jako polární mapa, na které je defekt označen nulovou hodnotou (černou barvou). Závažnost defektu se spočítá jako rozdíl od průměru normálového souboru v násobcích standardní odchylky normálového souboru a je určena pro posouzení stupně nenormality.

Metody pro posouzení, je-li daný bod defektní nebo ne, počítají většinou rozdíl od normálové studie v násobcích standardní odchylky. Pokud je rozdíl větší než určitý práh, je posuzován daný bod jako defektní. Dříve se používala jedna limitní hodnota pro celou polární mapu, nyní se používá pro každou část polární mapy jiná prahová hodnota.

⁵referenčním

⁶angl. *extent*

⁷angl. *severity*

Některé programy ještě počítají procentní podíl defektu podle jednotlivých částí (obr. 4.1) polární mapy a celkový podíl defektu v polární mapě.

4.2 Metody výpočtu polárních map

Pro vytváření polárních map se používá několik přístupů. Dříve se používaly jednoduché metody, které nebyly příliš výpočetně náročné. Výpočetní složitost ale dnes již není problémem, proto byly vyvinuty nové metody, počítající polární mapy přesněji.

Jedna z dříve používaných metod vytvářela polární mapu tak, že z každého řezu mezi bází a apexem získala maximální obvodový profil. Tyto profily poté zobrazila jako soustředná mezikružší, profil z řezu u apexu ve středu kruhu až k bázovému profilu na okraji kruhu.

Maximální obvodový profil z řezu je získán prohledáním 40-ti výsečí⁸ se středem v dlouhé ose (střed řezu). V každé výseči je nalezeno maximum, takže z každého řezu je získán maximální obvodový profil o 40-ti maximálních hodnotách pro příslušné výseče.

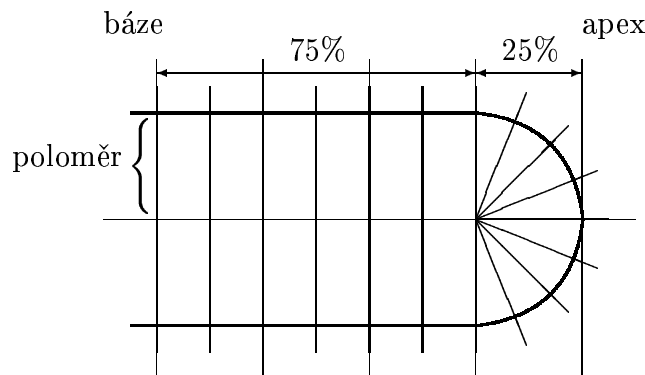
Této metodě se podobají další dvě metody, které se používají v současné době – hybridní a elipsoidní metoda.

4.2.1 Hybridní metoda

Hybridní metoda oproti dříve používané metodě přináší vylepšení ve vzorkování v oblasti apexu. Profily v oblasti báze a střední části srdce se získávají obdobně, jak již bylo popsáno – pomocí válcového vzorkování. Část u apexu je prohledávána pomocí sférického vzorkování – jedná se o 25% část dlouhé osy (viz [6]).

Obrázek 4.3 zobrazuje schématický řez v dlouhé ose, na kterém je možno vidět, jak jsou profily získávány. Na rozdíl od předešlé metody jsou nalezeny

⁸40-ti výsečím odpovídá 9° na jednu výseč, v některých programech se používá 36 výsečí po 10° .



Obrázek 4.3: Hybridní vzorkování

nejdříve radiální profily⁹, které se dále zpracovávají a jsou z nich počítány polární mapy.

Nakonec tedy dostáváme $40 \times (8+12)$ radiálních profilů. Rotací kolem dlouhé osy získáme 40 profilů, které jsou počítány 8-krát při sférickém vzorkování a 12-krát při válcovém¹⁰ vzorkování.

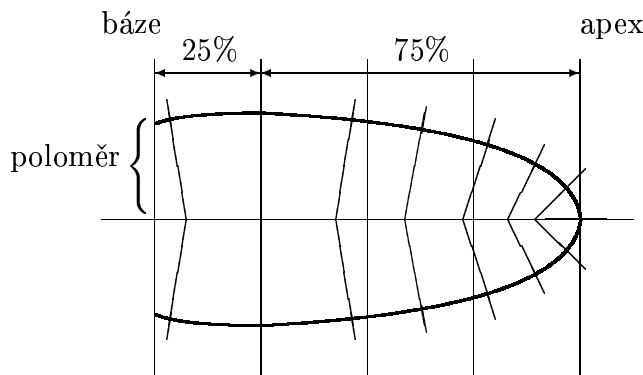
4.2.2 Elipsoidní metoda

Elipsoidní metoda je velmi podobná hybridní metodě, rozdíl je v tom, že nevzorkuje srdce pomocí válce a polokoule, ale pomocí části elipsoidu. Tato metoda údajně dosahuje lepších výsledků (viz [4]) než hybridní, protože elipsoid lépe odpovídá tvaru srdce.

Na obrázku 4.4 je možno vidět řez v dlouhé ose ukazující elipsoidní vzorkování. Tak jako u hybridní metody jsou nejdříve získány radiální profily, které jsou poté zpracovány. Kolem dlouhé osy se nalezne opět 40 profilů, což se opakuje přes elipsu 20-krát, takže máme opět 40×20 radiálních profilů.

⁹Radiální – paprskovitý profil je vlastně vektor hodnot odpovídající hodnotám na úsečce podle které vzorkujeme.

¹⁰může se použít i menší počet vzorků



Obrázek 4.4: Elipsoidní vzorkování

4.2.3 Zpracování profilů

Po získání profilů je z nich potřeba zkonstruovat polární mapu a odpovídající trojrozměrný model srdce. Radiální profily jsou nejdříve vyhlazeny – jednoduchou váženou filtrací s koeficienty $[0, 25; 0, 5; 0, 25]$. Poté je v každém radiálním profilu nalezeno maximum s jeho indexem, který bude brán jako první odhad pozice v radiálním profilu. Z prvních odhadů je spočten pro každý radiální profil nový odhad pozice závislý na okolních radiálních profilech, aby byla zajištěna spojitost výsledného modelu.

Tento druhý odhad je počítán pomocí váženého průměru pozic v radiálních profilech v okolí 3×5 radiálních profilů (3 ve směru dlouhé osy a 5 rotačně kolem dlouhé osy). Odhad v apexu je vypočítán jako vážený průměr všech 40-ti odhadů pozic u radiálních profilů, které odpovídají apexu. Za pomoci druhých odhadů jsou nalezeny konečné pozice, které jsou poté použity při výpočtu polárních map a trojrozměrného modelu. V každém radiálním profilu je nalezena pozice, která je blízko druhého odhadu pozice a zároveň je dostatečně vysoká.

Konečná pozice se hledá tak, že hodnoty radiálního profilu jsou vynásobeny váhou, která je závislá na vzdálenosti¹¹ pozice hodnoty od druhého odhadu pozice. Z vynásobených hodnot se nalezne pozice maxima, a ta je brána jako výsledná pozice v radiálním profilu pro další výpočet.

Nyní zbývá už jen spočítat hodnotu v daném radiálním profilu. Podle zvolené metody je buď vybrána hodnota, která se nachází na výsledné pozici v ra-

¹¹Při nulové vzdálenosti je váha nejvyšší, se vzrůstající vzdáleností váha klesá.

diálním profilu, nebo je nalezena maximální nebo střední hodnota v okolí výsledné pozice, odpovídající tloušťce srdečního svalu.

Nakonec je z výsledné pozice a vektoru, který odpovídají radiálnímu profilu, spočítána souřadnice v prostoru, která je použita při zobrazování trojrozměrného modelu.

4.3 Odhad parametrů pro transformaci

Při převodu na polární mapu je potřeba pro výpočet zvolit rozsah dat, ze kterých bude polární mapa počítána. Rozsah dat je dán maximálním poloměrem a dlouhou osou, která je určena dvěma řezy udávající začátek a konec dlouhé osy – apex a báze. Dále je potřeba znát souřadnice bodu, kterým dlouhá osa prochází v řezech. Těchto pět parametrů (a , b , x , y , r) si uživatel může zvolit před tvorbou polární mapy. Stejně jako při transformaci na šikmé řezy by bylo vhodné tyto parametry předem odhadnout. Naštěstí lze tyto parametry odhadnout docela dobře bez velké výpočetní složitosti.

Jednoduchá metoda, která dává poměrně rozumné výsledky, používá opět prahovaná data. Jak už bylo zmíněno dříve práh pro prahování je použit 50 % maximální hodnoty dat. Poté je nalezen kvádr obsahující všechny nenulové hodnoty¹². Šířka kváдру je použita jako odhad maximálního poloměru. Počáteční a koncový řez kváдру určuje rozsah dlouhé osy – apex a bázi. Pomocí středu kváдру jsou odhadnuty souřadnice bodu, kterým prochází dlouhá osa řezem.

Právě popsaná jednoduchá metoda poskytuje velmi dobrý odhad pro počáteční a koncový řez, bohužel ostatní parametry nejsou odhadnuty nejlépe, což je způsobeno nesymetričností dat. Proto po odhadu parametrů pomocí kváдру, je použit ještě další odhad pomocí metody vycházející z Houghovy transformace.

¹²hodnoty přesahující práh v původních – neprahovaných datech

4.3.1 Houghova transformace

Standardní Houghova transformace se používá na hledání parametricky popsaných objektů (např. přímky, kružnice) v obraze. Spočívá v tom, že jsou z obrazu extrahovány hrany a poté jsou převáděny do parametrického prostoru odpovídající hledaným objektům. Například pro hledání úseček se používá dvourozměrný parametrický prostor [úhel, posunutí]. Po převodu extrahovaných hran jsou v parametrickém prostoru nalezeny lokální maxima odpovídající úsečkám v obraze. Obdobně se postupuje i v případě jiných objektů.

Metoda hledání kružnic používá trojrozměrný parametrický prostor [střed, poloměr]. Standardní metoda se používá pro vyhledání více objektů v obraze. V případě řezu srdcem zde je ale pouze jeden prstenec. Proto je zde používaná modifikovaná metoda¹³, která hledá vnější a vnitřní okraj srdečního svalu.

Nejdříve jsou z řezu pomocí konvoluce s příslušnými hranovými filtry spočteny hranové obrazy ve směru x i y . Poté prochází přes množinu bodů, které svou hodnotou přesáhly zvolenou mez¹⁴. Pro každý takový bod a každý možný¹⁵ střed kružnice je spočítán poloměr (vzdálenost bodu od středu) a hodnota, která je poté přičtena k příslušnému poli v parametrickém prostoru.

Přičítaná hodnota je v podstatě ohodnocení, jak daný bod odpovídá kružnici s daným středem. Ohodnocení bodu se spočítá jako skalární součin dvou vektorů. První z nich je směr bodu od středu kružnice a druhý vektor odpovídá směru největší změny hodnoty v daném bodě, spočtený z hranových obrazů. Takže pokud je hrana v bodě kolmo k uvažované kružnici vychází ohodnocení tohoto bodu nulové. V případě, že je hrana souběžně s danou kružnicí, ohodnocení vychází kladné (resp. záporné), pokud hodnota v daném bodě roste (resp. klesá).

Při hledání krajů prstence se používají dva nezávislé parametrické prostory. V jednom jsou hodnoty odpovídající vnějšímu okraji a ve druhém hodnoty určující vnitřní okraj prstence. Po projití všech bodů jsou nalezena maxima v každém parametrickém prostoru, která nám svojí pozicí určují středy a poloměry hledaných hraničních kružnic.

¹³Metoda vychází z Houghovy transformace, ale je upravena pro konkrétní aplikaci.

¹⁴použito opět 50% maximální hodnoty

¹⁵Parametrický prostor je omezen z důvodu časové náročnosti. Toto omezení nevadí, protože střed kružnice je již přibližně odhadnut, a proto je zbytečné počítat s větším prostorem.

Tato metoda byla nejdříve implementována v programu MATLAB, ve kterém byla testována a upravována. Při odhadování parametrů pro převod na polární mapu jsou spočteny odhady pro řezy v $\frac{1}{4}$, v $\frac{1}{2}$ a ve $\frac{3}{4}$ dlouhé osy. Pro odhad poloměru je použit poloměr vnější kružnice prostředního řezu, protože řezy u apexu mají zmenšující se okrajovou kružnici. Odhad středů je spočítán jako vážený průměr ze středů vnitřních kružnic výše uvedených řezů. Tyto odhady ve většině případů dávají uspokojivý výsledek, ale v některých případech je potřeba parametry doladit ručně.

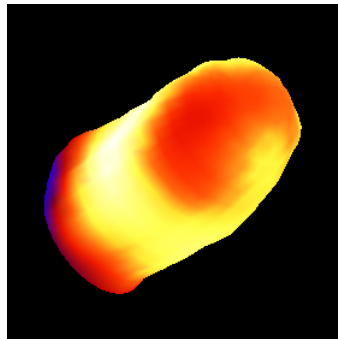
Kapitola 5

3D model

V této kapitole je popsáno, k čemu je používán trojrozměrný model srdce a jak je zobrazován.

5.1 Použití 3D modelu

Trojrozměrný model srdce (obr. 5.1) se používá pro vizuální zhodnocení prokrvení srdečního svalu. Je určeno pro subjektivní posouzení uživatelem. Na rozdíl od polárních map je zde vidět tvar srdečního svalu a proto přináší pro lékaře více informací.

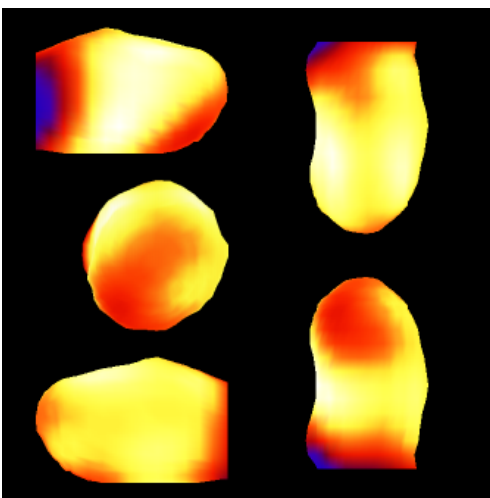


Obrázek 5.1: Volné zobrazení 3D modelu srdce

Bohužel porovnání dvou studií, v tomto případě, nelze zobrazit zcela ideálně. Je to nejen z důvodu rozdílného trojrozměrného modelu srdce u každé studie, ale zobrazení prokrvení dvou studií přes sebe působí značně nepřehledně.

5.2 Zobrazení 3D modelu

Na obrázku 5.2 je možno vidět kompaktní mód zobrazení 3D modelu srdce. Obraz je složen z několika pohledů na model z různých směrů tak, aby v jednom obraze byly viditelné všechny části srdečního svalu. Jsou to pohledy na hrot srdce a pohledy z bočních stran – laterální, septální, přední (*anterior*) a spodní (*inferior*). Je také možné nechat zobrazit samostatně jen jeden z pohledů a nebo model zobrazit ve volném režimu (obr. 5.1), kdy je směr pohledu na model nastavován uživatelem.



Obrázek 5.2: Kompaktní zobrazení 3D modelu srdce

Zobrazený 3D model je spočítán současně při výpočtu polární mapy. Obarvení modelu je stanoveno podle hodnot polární mapy, souřadnice bodů jsou vypočteny z pozic nalezených maxim v radiálních profilech (viz 4.2.3).

Kapitola 6

Implementace programu



Tato kapitola popisuje implementaci programu CarVio, který je určen pro zobrazování kardiologických tomografických dat.

6.1 Vývojové prostředí

K vytvoření programu *CarVio* bylo použito vývojové prostředí Microsoft Visual C++ 6.0 spolu s knihovnami MFC verze 4.2, které usnadňují vývoj aplikací. Ze struktury knihoven MFC také vychází návrh struktury programu *CarVio*. Pro zobrazování a práci s 3D grafikou byla použita rozhraní Microsoft DirectX verze 5, a to rozhraní DirectDraw a Direct3D.

Program byl vyvíjen na platformě Microsoft Windows 98 s instalovaným DirectX verze 7 a úspěšně testován v prostředí Microsoft Windows 9x/NT/2000 s DirectX verze 7 a 8.

6.2 Struktura programu

Návrh struktury programu vychází z aplikačního rámce MFC (viz [5]), kde se používá struktura dokument–pohled. Ve třídě dokumentu jsou uchovávána data a třída pohledu implementuje jejich zobrazování a případné modifikace.

K jedné třídě dokumentu je možné implementovat více tříd pohledu, a tím umožnit přístup k datům uložených ve třídě dokumentu více způsoby.

V programu *CarVio* je implementována jako třída dokumentu třída *CProject*, ve které jsou uloženy informace o projektu a odkazy na vložené studie. Data studie jsou uloženy ve třídě *CStudy*, která mimo jiné obsahuje polární mapy jako objekty třídy *CPM*. Každá tato třída implementuje funkce, které jsou potřebné pro práci s objektem.

Zobrazení dat je zajišťováno pomocí tříd pohledu, které obsahují funkce pro zobrazování dat. V programu je implementováno šest tříd pohledu zobrazující data třídy *CProject*. Třídy *CProjectView* a *CProjectView2* zobrazují informace o studiích a otevřených oknech projektu. Třídy *CSlicesView*, třída *CPolarMapsView* a třídy *C3DView* a *C3DView2* jsou určeny pro zobrazení dat studií.

Pro práci a výpočty s daty jsou použity třídy *CMatrix* a *CMatrices*. V těchto třídách jsou uložena data studií a jsou zde implementovány funkce, které jsou používány pro počítání s daty – převody na polární mapy, výpočty statistických momentů, hledání prstence v řezu, atd.

Třídy *CBM* a *CPal* jsou použity pro zobrazování a ukládání dat a pro práci s barevnými tabulkami. Data řezů jsou uchovávána v maticích jako dvoubytová celá čísla. Při změně nastavení mapování jsou hodnoty řezů přepočteny na jednobytové indexy do barevné tabulky.

Vlastní vykreslování je zajištěno třídou *CSurface*, která má implementovány funkce pro ovládání rozhraní DirectX. Tato třída kromě rychlého zobrazování bitmap (pomocí rozhraní *DirectDraw*) zajišťuje i vykreslování polárních map a 3D modelu (pomocí rozhraní *Direct3D*).

Pro urychlení činnosti programu je použito vícevláknové zpracování. Při načtení studie je spuštěno nové pracovní vlákno, které má za úkol spočítat data, která mohou být v programu dále použita. Jedná se o prahování dat studie, odhad parametrů pro polární mapy, zvětšené řezy používané při zobrazení řezů.

Oproti standardnímu MFC aplikačnímu rámci byly provedeny drobné úpravy v zobrazování nástrojových panelů. Panely nástrojů jsou zobrazovány podle aktivních oken tak, aby byla na liště jen potřebná tlačítka. Dále byly modifikovány třídy spravující dokumenty. Při otevření souboru studie je uživateli

nabídnuo přidání studie do aktivního projektu, nebo vytvoření pro otevíranou studii nového projektu.

6.2.1 Knihovna Interfile

Pro načítání dat ve formátu Interfile verze 3.3 byla napsána knihovna, která zpracovává textovou hlavičku studie. Je napsána obecně, takže umožňuje načítání i jiných typů studií, ale v programu *CarVio* je použita jen pro tomografická data.

Při implementaci bylo zjištěno, že ne každý převodní program dodržuje specifikaci formátu Interfile. Drobné odchylky u textové hlavičky by bylo možné ignorovat, ale zrcadlově převrácená data jsou již podstatný problém. Pro řešení tohoto problému byly do programu přidány funkce pro převrácení dat, protože při načtení studie nelze nijak rozhodnout, zda jsou data uložena správně či zrcadlově.

6.2.2 Rozhraní DirectX

Rozhraní DirectX jsou v programu použity pro rychlé zobrazování na obrazovku a pro vykreslování geometrických objektů (polárních map a 3D modelu). Bohužel použití těchto rozhraní způsobuje nejvíce problémů se stabilitou a funkčností programu.

V programu lze zvolit jako DirectX zařízení buď softwarovou emulaci nebo hardwarově urychlené zařízení. Pro ošetření nefungujícího zobrazování řezů uložených ve videopaměti je určena volba explicitního použití systémové paměti pro řezy. V průběhu testování byly zjištěny případy občasného zatuhnutí systému při vykreslování pomocí DirectX. Příčinou byla velká vykreslovací plocha, proto bylo do programu přidáno nastavení velikosti vykreslovací plochy.

Kapitola 7

Uživatelská dokumentace

V této kapitole je popsáno ovládání programu CarVio.

7.1 Instalace programu

Aplikace *CarVio* je určena pro platformu Microsoft Windows 9x/NT/2000, na které byla testována. K funkčnosti programu jsou požadovány správně nainstalované Microsoft DirectX (minimálně verze 5).

Program je k dispozici ve formě archivu *CarVio.zip* obsahující potřebné soubory ke spuštění. Po rozbalení archivu na vhodné místo se program spustí příkazem *CarVio.exe*. Pro odstranění parametrů programu z registrů je třeba spustit program s parametrem */Unregister*.

Program existuje ve dvou jazykových verzích – české a anglické. Dále bude popisována pouze česká verze, ovládání anglické verze je v podstatě shodné.

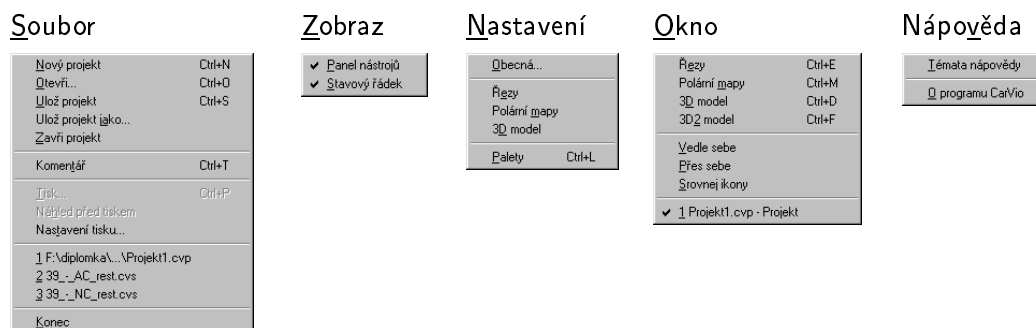
7.2 Popis programu

Program umožňuje zobrazovat tomografické data nukleární medicíny, konkrétně trojrozměrné řezy srdcem. Podporovaný vstupní formát je Interfile verze 3.3 s uložením binárních dat ve formě dvoubytových celých čísel. Z tohoto formátu jsou data importována a uložena do vlastního formátu studie¹. Studii lze transformovat na šikmé řezy a také lze konstruovat polární mapy s trojrozměrným modelem srdce. Tyto studie mohou být přidány do projektu², se kterým program pracuje.

Ke každému projektu je otevřeno okno s přehledem studií, které jsou v něm obsaženy, a seznamem otevřených oken projektu. Každý projekt může mít otevřeno několik oken se zobrazenými daty – okna s řezy, okna s polárními mapami nebo okna s 3D modelem. V těchto oknech si může uživatel data prohlížet, nebo je může exportovat do souboru ve formě bitmapy.

7.3 Ovládání programu

Ovládání programu je podobné jako v běžných aplikacích určených pro Microsoft Windows, pomocí menu nebo tlačítek na panelu nástrojů. Menu a panel nástrojů se mění podle právě aktivního okna tak, aby byly přístupny položky vztahující se k aktivnímu oknu. Na obrázku 7.1 jsou zobrazena menu, která jsou viditelná³ při každém aktivním okně. Ostatní menu budou vysvětlena později u popisu odpovídajícího okna.



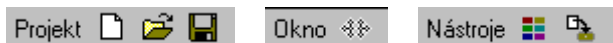
Obrázek 7.1: Menu Soubor, Zobraz, Nastavení, Okno, nápověda

¹soubor s příponou .cvs






²soubor s příponou .cvp

³Některé příkazy v menu mohou být v určitých případech vynechány.

Menu Soubor



V tomto menu se nacházejí příkazy vztahující se k otevírání, ukládání a zavírání souborů. Je zde též seznam naposledy otevřených souborů.

-  **N**ový projekt (Ctrl+N) – Vytvoří nový prázdný projekt.
-  **O**tevří. . . (Ctrl+O) – Otevře existující soubor. Lze otevřít soubor s projektem nebo studií. V případě souboru studie lze studii přidat do aktivního projektu, nebo nechat vytvořit projekt nový.
-  **U**lož projekt (Ctrl+S) – Uloží aktivní projekt.
 - Ulož projekt **j**ako. . . – Uloží aktivní projekt pod novým názvem.
-  **K**omentář (Ctrl+T)⁴ – Otevře dialogové okno s komentářem k aktivnímu projektu.
-  **E**xport (Ctrl+B)⁵ – Uloží zobrazená data do zvoleného souboru ve formě bitmapy. V případě ukládání řezů, jsou data uložena jako série souborů.
 - T**isk. . . (Ctrl+P)⁶ – Tisk aktivního dokumentu.
 - N**áhled před tiskem⁶ – Náhled před tiskem aktivního dokumentu.
 - N**astavení tisku. . . – Nastavení parametrů pro tisk.
 - K**onec – Ukončí činnost programu.

Menu Zobraz

Panel nástrojů – Přepíná zobrazení panelu nástrojů.

Stavový řádek – Přepíná zobrazení stavového řádku.

⁴zobrazeno jen při aktivním okně projektu

⁵zobrazeno jen při aktivním okně zobrazení dat

⁶V této verzi není implementováno.

Menu Nastavení




Popis a význam jednotlivých dialogových oken nastavení je podrobně rozebrán v 7.3.8.

Obecná... – Otevře dialogové okno s nastaveními pro program.

Řězy⁷ – Otevře dialogové okno s nastavením parametrů pro zobrazení řezů.

Polární mapy⁷ – Otevře dialogové okno s nastavením parametrů pro převody na polární mapy.

3D model⁷ – Otevře dialogové okno s nastavením parametrů pro zobrazení 3D modelu.

 Palety (Ctrl+L)⁸ – Otevře dialogové okno umožňující změnu palet(y) pro aktivní okno.

Menu Okno

Řězy (Ctrl+E) – Otevře okno aktivního projektu pro zobrazení řezů (viz 7.3.5).

Polární mapy (Ctrl+M) – Otevře okno aktivního projektu pro zobrazení polárních map (viz 7.3.6).

3D model (Ctrl+D) – Otevře okno aktivního projektu pro zobrazení 3D modelu (viz 7.3.7).

3D2 model (Ctrl+F) – Otevře okno aktivního projektu pro zobrazení 3D modelu pro dvě studie (viz 7.3.7).

Vedle sebe – Vyrovná okna vedle sebe.

Přes sebe – Umístí okna přes sebe.

Srovnej ikony – Srovná ikony minimalizovaných oken.

Nachází se zde také seznam otevřených oken v programu.

⁷nastavovány jsou parametry projektu, není-li aktivní žádný projekt, jsou nastavovány výchozí parametry

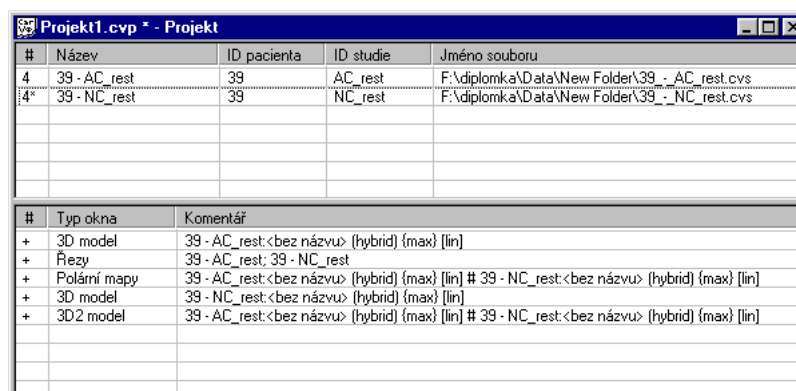
⁸zobrazeno jen při aktivním okně zobrazení dat

Menu Nápověda

Iémata nápovědy⁹ – Zobrazí nápovědu k programu.

Q programu CarVio – Zobrazí informace o programu.

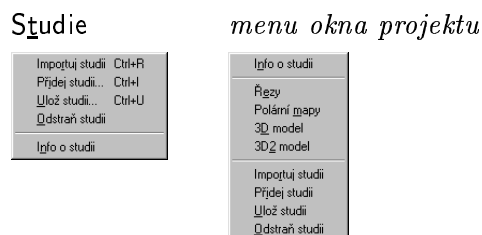
7.3.1 Okno projektu



#	Název	ID pacienta	ID studie	Jméno souboru
4	39 - AC_rest	39	AC_rest	F:\diplomka\Data\New Folder\39 - AC_rest.cvs
4*	39 - NC_rest	39	NC_rest	F:\diplomka\Data\New Folder\39 - NC_rest.cvs
#	Typ okna	Komentář		
+	3D model	39 - AC_rest:<bez názvu> (hybrid) {max} [lin]		
+	Řezy	39 - AC_rest; 39 - NC_rest		
+	Polární mapy	39 - AC_rest:<bez názvu> (hybrid) {max} [lin] # 39 - NC_rest:<bez názvu> (hybrid) {max} [lin]		
+	3D model	39 - NC_rest:<bez názvu> (hybrid) {max} [lin]		
+	3D2 model	39 - AC_rest:<bez názvu> (hybrid) {max} [lin] # 39 - NC_rest:<bez názvu> (hybrid) {max} [lin]		

Obrázek 7.2: Okno projektu

Okno projektu (obr. 7.2) sestává ze dvou částí – ze seznamu studií v projektu a z přehledu otevřených oken projektu. U každé studie je uveden její název, identifikace studie a pacienta a jméno souboru. Po stisku pravého tlačítka v seznamu studií je zobrazeno menu okna projektu (obr. 7.3), které umožňuje operace se studiemi nebo otevření okna pro zobrazení dat. V přehledu otevřených oken je zobrazen typ okna a komentář popisující zobrazená data.






Obrázek 7.3: Menu Studie a menu okna projektu

⁹V této verzi programu není nápověda k dispozici.

Menu Studie

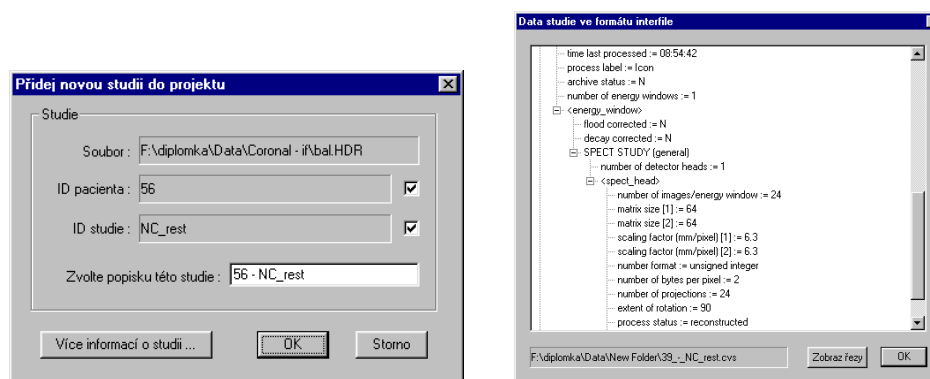


-  **Importuj studii** (Ctrl+R) – Importuje do projektu studii ve formátu Interfile.
-  **Přidej studii...** (Ctrl+I) – Vloží do projektu novou studii.
-  **Ulož studii...** (Ctrl+U) – Uloží zvolené studie.

Odstraň studii – Odstraní z aktivního projektu vybrané studie.

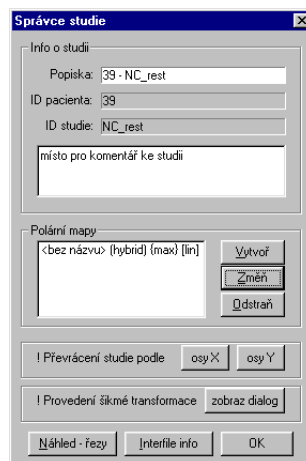
Info o studii – Zobrazí dialogové okno Správce studie (viz 7.3.2).

Při importování studie je uživateli nabídnuto dialogové okno Import studie (obr. 7.4), umožňující zadat jméno vkládané studie a zobrazit informace o studii – textovou hlavičku Interfile a náhled na binární data ve formě řezů.



Obrázek 7.4: Dialogové okno Import studie a Intefile info

Ve jménu studie lze použít identifikace pacienta a/nebo studie zaškrtnutím příslušného checkboxu. Tlačítko *Více informací o studii...* zobrazí okno na obrázku 7.4 – Interfile info. Volbou *Zobraz řезы* je zobrazeno okno s náhledem na řезы.



Obrázek 7.5: Dialogové okno Správce studie

7.3.2 Správce studie

Pomocí dialogu správce studie (obr. 7.5) lze studii upravovat, zobrazit náhled na řezy nebo textovou hlavičku Interfile.

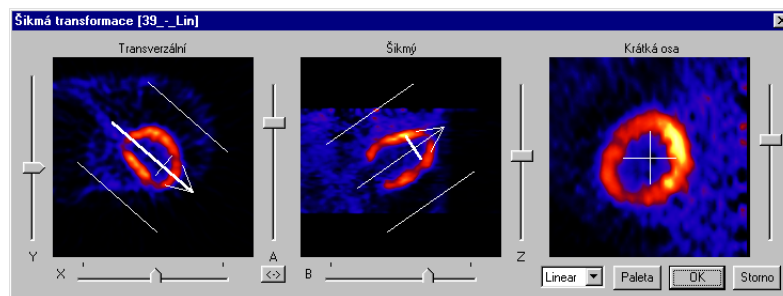
Uživatel může změnit název (popisku) studie, případně přidat komentář ke studii. Dále je možné vytvářet, upravovat nebo mazat polární mapy studie. Dialog obsahuje tlačítka pro převrácení dat studie¹⁰ a pro transformaci dat na šikmé řezy.

7.3.3 Transformace na šikmé řezy

Transformace na šikmé řezy umožňuje přepočítat řezy do standardizované orientace, která je potřeba pro další práci s daty. Na obrázku 7.6 je zobrazen dialog, který se používá pro nastavení parametrů potřebných pro transformaci.


Pomocí posuvníků X , Y a Z lze měnit pozici středu transformace. Posuvníkem A je nastavován úhel v transverzálním řezu, podle kterého je generován prostřední obrázek, na kterém se volí pomocí posuvníku B druhý úhel pro transformaci. Výsledný transformovaný řez je zobrazen na třetím obrázku.

¹⁰převrácení studie je zde z důvodu chyby některých převodních programů na formát Interfile



Obrázek 7.6: Dialogové okno Transformace na šikmé řezy

Posuvníkem napravo lze posunovat spočítaný řez v transformované dlouhé ose.

Lepší orientace je v prvních dvou obrázcích zajištěna zobrazením směru a rozsahu transformace. Šipka ukazuje ve směru apexu srdce. Její orientaci lze změnit pomocí .

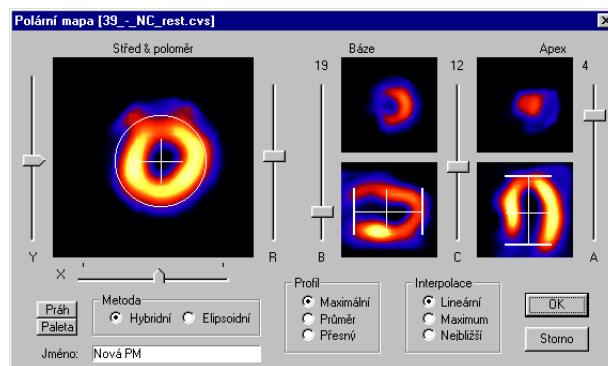
Pro výpočet transformace na šikmé řezy lze použít jednu ze tří metod interpolace – lineární, nejbližším sousedem nebo maximálním sousedem. Nejlepší výsledky dává lineární metoda, která ale nemusí zachovávat maximální hodnotu dat.

7.3.4 Polární mapy

Pro výpočet polární mapy je potřeba zadat maximální poloměr prohledávaných dat, pozici dlouhé osy srdce a její rozsah. K zadání těchto parametrů slouží dialog na obrázku 7.7.

Pozice dlouhé osy se nastavuje na levém obrázku posuvníky X a Y . Maximální poloměr se mění posuvníkem R . Posuvníky A a B se volí rozsah dlouhé osy. Posuvník C slouží pro výběr řezu v krátké ose zobrazeného nalevo. V pravé části jsou zobrazeny vybrané hraniční řezy apexu a báze. Pod nimi jsou řezy v dlouhé ose se zobrazením nastavených parametrů.

Výpočet polární mapy je zvolen pomocí nastavení *metody*, *profilu* a *interpolace*.

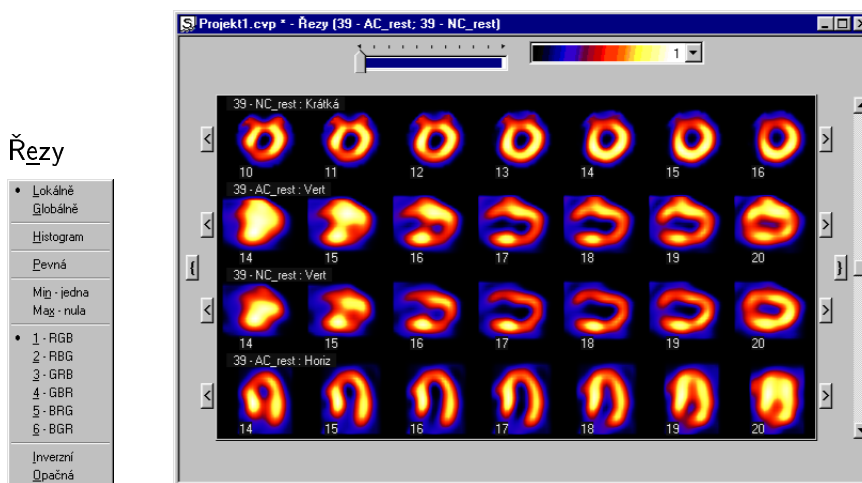


Obrázek 7.7: Dialogové okno Polární mapy

7.3.5 Okno zobrazení řezů

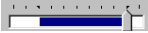
Pro zobrazení řezů slouží okno na obrázku 7.8. Pro každou zvolenou studii jsou zobrazeny série řezů v krátké a v dlouhé ose (vertikální a horizontální). Pro posun řezů slouží tlačítka na krajích okna. Tlačítka a slouží pro posouvání řezů jedné studie. Tlačítka a posouvají řezy příslušného typu všech zobrazených studií.

Prohlížené řezy je možno zobrazit ve větším rozlišení v okně lupy, která je zobrazena při stisku pravého tlačítka myši na zobrazeném řezu.



Obrázek 7.8: Menu Řezy a okno zobrazení řezů

Uživatel může využít pro zobrazení řezů různé mapování barev. Jedná se o volbu barevné tabulky a použití prahování. Meze prahování se nastavují

pomocí posuvníku . Ovládání je možné pomocí myši nebo klávesnice. Volba rozsahu prahování se provádí při stisknutí klávese *Shift* nebo při stisknutí pravém tlačítku myši. Značky na posuvníku jsou zobrazeny po 10%.

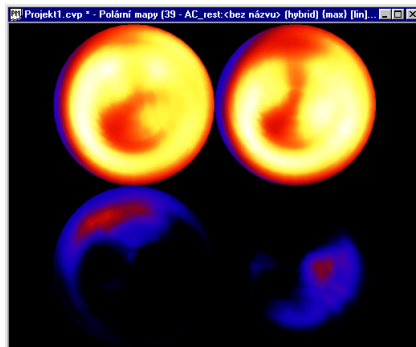
Menu Řezy

Řezy **L** **G** **H** **X** **1** **0** **I** **R**

- L** Lokálně – Maximální hodnota intenzity je volena pro každou zobrazenou studii zvlášť.
- G** Globálně – Maximální hodnota intenzity je zvolena stejná pro všechny zobrazené studie.
- H** Histogram – Přepíná použití ekvalizaci histogramu při mapování barev.
- X** Xpevná – Při mapování barev se nepoužívají meze prahování.
- 1** 1 Min – jedna – Pro hodnoty pod prahem je použita barva odpovídající nejnižší intenzitě.
- 0** 0 Max – nula – Pro hodnoty nad prahem je použita barva odpovídající nejvyšší intenzitě.
 - 1 – RGB – Permutace barevné tabulky RGB.
 - 2 – RBG – Permutace barevné tabulky RBG.
 - 3 – GRB – Permutace barevné tabulky GRB.
 - 4 – GBR – Permutace barevné tabulky GBR.
 - 5 – BRG – Permutace barevné tabulky BRG.
 - 6 – BGR – Permutace barevné tabulky BGR.
- I** Inverzní – Inverzní barevná tabulka.
- R** Ropačná – Obrácená barevná tabulka.

7.3.6 Okno zobrazení polárních map

Okno na obrázku 7.9 ukazuje porovnání dvou polárních map. Zobrazeny jsou vybrané polární mapy a jejich vzájemné rozdíly. Uživatel je dotázán před zobrazením na výběr studií s polárními mapami. Lze zvolit tvorbu nové polární mapy, nebo upravit již existující¹¹. Pokud je zvolena pouze jedna studie, nejsou zobrazeny rozdílové polární mapy a je vykreslena pouze zvolená polární mapa.



Obrázek 7.9: Okno zobrazení polárních map

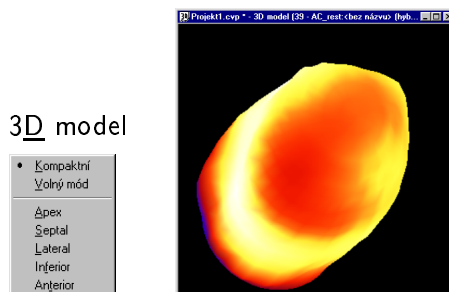
Při porovnávání dvou polárních map lze měnit zvlášť paletu pro zobrazení polárních map a rozdílových map.

7.3.7 Okno zobrazení 3D modelu

Okno umožňuje zobrazit 3D model srdce (obr. 7.10). Před zobrazením je uživatel vyzván k výběru studie a její polární mapy, která má být zobrazena. V případě, že je zvoleno zobrazení dvou studií vybírají se dvě studie s polárními mapami. Podle první bude zobrazen 3D model, jehož obarvení bude provedeno součtem barev obou polárních map.

Uživatel má možnost změnit pomocí menu nebo panelu nástrojů mód zobrazení – různé pohledy na 3D model.

¹¹pokud není používána










Obrázek 7.10: Menu 3D model a okno zobrazení 3D modelu

Menu 3D model



Volba módu zobrazení 3D modelu srdce.

-  **Kompaktní** – Zobrazení standardních pohledů v jednom obraze.
-  **Volný mód** – Směr pohledu je ovládán uživatelem.
-  **Ápex** – Zobrazení pohledu na apex.
-  **Septal** – Zobrazení pohledu na septální stěnu.
-  **Lateral** – Zobrazení pohledu na laterální stěnu.
-  **Inferior** – Zobrazení pohledu na spodní (*inferior*) stěnu.
-  **Anterior** – Zobrazení pohledu na přední (*anterior*) stěnu.

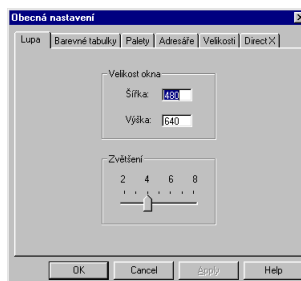
Ve volném módu je pohled na 3D model ovládán pomocí myši. Při stisku levého tlačítka je otáčen 3D model – při vertikálním pohybu myši rotace kolem dlouhé osy, při horizontálním pohybu myši dlouhá osa kolem středu. Při stisku pravého tlačítka – vertikální pohyb mění vzdálenost pohledu a horizontální pohyb otáčí obrazem kolem středu.

7.3.8 Nastavení programu

Následuje popis nastavení programu – obecných nastavení, která jsou globální pro program, a nastavení ukládaná v souboru projektu, které lze globálně nastavit volbou *Nastav jako výchozí*.

Obecná nastavení – Lupa

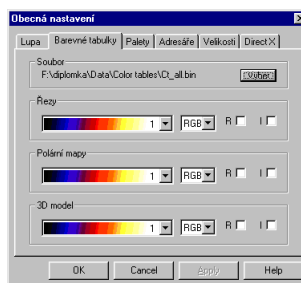
Na obrázku 7.11 je dialog, ve kterém se nastavuje *velikost* a *zvětšení* lupy použité při zobrazení řezů.



Obrázek 7.11: Dialogové okno Nastavení lupy

Obecná nastavení – Barevné tabulky

Pro nastavení barevných tabulek používaných v programu slouží dialogové okno na obrázku 7.12.



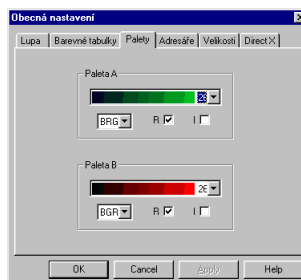
Obrázek 7.12: Dialogové okno Nastavení barevných tabulek

Tlačítko *Vyber* slouží k výběru souboru¹² s barevnými tabulkami. Barevné tabulky lze vybrat pro každý typ zobrazení zvlášť – zobrazení řezů, zobrazení polárních map, zobrazení 3D modelu. Barevné tabulky lze modifikovat *permutací* barevných složek a volbou *inverzní* nebo *obrácené* tabulky.

¹²Jedná se o binární soubor, který obsahuje 256-ti položkové tabulky RGB hodnot, tedy 768 bytů na tabulku.

Obecná nastavení – Palety

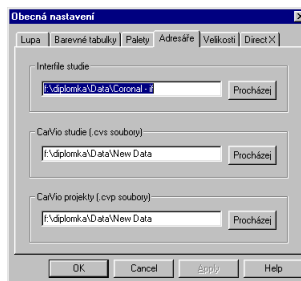
Podobně jako u nastavení barevných tabulek lze zvolit palety pro zobrazení 3D modelu dvou studií (obr. 7.13). Pro první studii je použita paleta *A*, pro druhou studii paleta *B*.



Obrázek 7.13: Dialogové okno Nastavení palet

Obecná nastavení – Adresáře

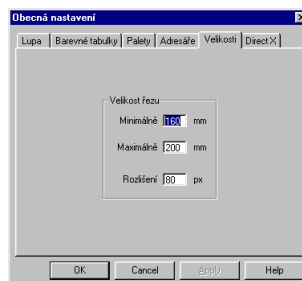
Pomocí dialogu na obrázku 7.14 lze nastavit *adresáře*, které bude program používat při vkládání a importu studií do projektu.



Obrázek 7.14: Dialogové okno Nastavení adresářů

Obecná nastavení – Velikosti

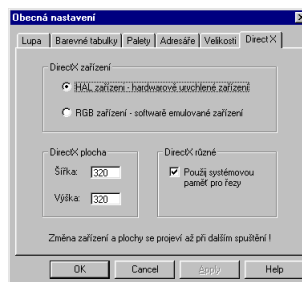
Nastavení velikosti řezů umožňuje dialog zobrazený na obrázku 7.15. Tato velikost udává *minimální* a *maximální* fyzickou velikost zobrazovaných řezů. Studie s řezy, které jsou větší než nastavená velikost, je upravena na tuto velikost. Dále lze nastavit rozměr zobrazovaných řezů v pixelech – použité v okně pro zobrazení řezů.



Obrázek 7.15: Dialogové okno Nastavení velikostí

Obecná nastavení – DirectX

Dialogové okno na obrázku 7.16 slouží k nastavení parametrů DirectX. Provedené změny se projeví až při dalším spuštění programu.



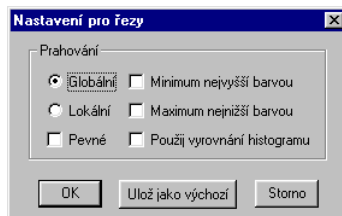
Obrázek 7.16: Dialogové okno Nastavení DirectX

Pro vykreslování lze vybrat softwarové nebo hardwarové *zařízení*. Hardwarové zařízení je rychlejší, ale ne vždy je funkční. Pro některé grafické karty je potřeba zvolit *systémovou paměť pro řezy*, aby byly správně zobrazovány řezy. Dále je zde nastavení *velikosti* plochy pro vykreslování, kterou je možno změnit¹³.

Nastavení pro zobrazení řezů

Parametry pro prahování při zobrazení řezů se nastavují pomocí dialogu, který je možno vidět na obrázku 7.17. Význam těchto parametrů odpovídá volbě v menu Řezy u okna zobrazení řezů (viz 7.3.5).

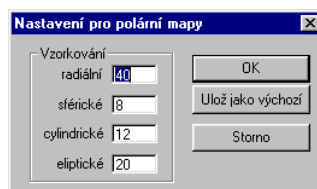
¹³Při velkých velikostech plochy může dojít k zatuhnutí systému



Obrázek 7.17: Dialogové okno Nastavení pro zobrazení řezů

Nastavení pro převod na polární mapy

Obrázek 7.18 ukazuje dialogové okno pro nastavení parametrů, které jsou použity při převodu na polární mapy. Jedná se o počty radiálních profilů při vzorkování.



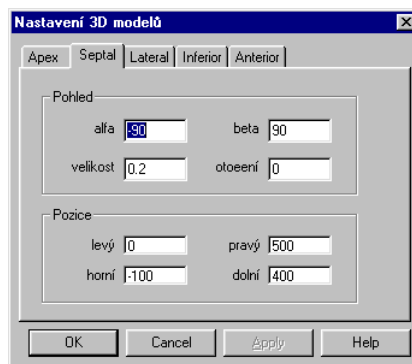
Obrázek 7.18: Dialogové okno Nastavení pro převod polární mapy

Radiální počet vzorků je použit u elipsoidní i hybridní metody, a určuje počet profilů rotačně kolem dlouhé osy. Pro hybridní metodu jsou použity *sférické* a *cylindrické* počty profilů, pro elipsoidní metodu *eliptické* počty profilů.

Nastavení zobrazení 3D modelu

Na obrázku 7.19 je vidět dialogové okno sloužící k nastavení parametrů pro zobrazení 3D modelu. Jedná se o parametry pohledu a pozice v kompaktním módu zobrazení. Tyto parametry jsou pro všech pět směrů pohledu – *Apex*, *Septal*, *Lateral*, *Inferior* a *Anterior*.

Úhel *alfa* odpovídá natočení modelu kolem dlouhé osy, úhel *beta* odklon od dlouhé osy. *Velikost* udává míru zvětšení obrázku a *otočení* se používá při zobrazování výsledného obrazu. Pozice zobrazovaného modelu je udávána v tisícinách souřadnice výsledného obrazu.



Obrázek 7.19: Dialogové okno Nastavení zobrazení 3D modelu

7.4 Problémy s DirectX

Program nemusí s některými grafickými kartami fungovat správně. Problémy se týkají zobrazování pomocí DirectX. Pokud program nefunguje nebo zobrazuje po spuštění chybové hlášení DirectX, je potřeba změnit nastavení DirectX (viz 7.3.8).

- Pro urychlení zobrazování lze zkusit změnit DirectX zařízení. Standardně je zvoleno pomalejší softwarové vykreslování, které by mělo fungovat na většině počítačů.
- Zvětšením plochy pro vykreslování je možné docílit většího rozlišení při vykreslování polárních map a 3D modelu. Bohužel velké hodnoty mohou vést v některých případech k zatuhnutí systému.
- V případě špatného zobrazování řezů je doporučeno nastavit systémovou paměť pro řezy.

Kapitola 8

Závěr

Diplomová práce se zabývá zobrazením prokrvení srdečního svalu v nukleární medicíně, konkrétně navržením způsobu reorientace řezů a jejich zobrazení, dále několika algoritmů pro výpočet polárních map a jejich porovnání a metody pro 3D vizualizaci prokrvení srdce. Výstupem této práce je především program, který implementuje většinu navržených postupů a metod do uživatelsky příjemného prostředí.

Prokrvení srdce je zobrazeno na řezech, které lze pomocí nástrojů pro modifikaci (volba barevné tabulky, prahování, ekvalizace histogramu) přizpůsobit na uživatelem požadované zobrazení. Snadné vzájemné porovnávání více studií umožňuje zobrazení řezů pod sebou, kde pro každou studii jsou zobrazeny tři sady řezů – řezy v krátké ose a řezy ve vertikální a horizontální ose.

K zobrazení řezů, ale i k dalšímu zpracování dat, je nutné, aby byly řezy ve standardizované orientaci, tzv. šikmých řezech. Je navržen postup pro interaktivní volbu správné reorientace řezů pomocí výběru středu transformace a směru dlouhé osy, určeného dvěma úhly. Pro následný výpočet transformace na šikmé řezy lze použít jednu ze tří implementovaných metod interpolace – lineární, nejbližším sousedem nebo maximálním sousedem.

V práci jsou popsány a implementovány dvě různé metody tvorby polárních map (průmět levé komory do roviny tečné k hrotu srdce). Jedná se o hybridní (válcově-sférickou) metodu a elipsoidní metodu. Při výpočtu polární mapy lze zvolit metodu interpolace, jako u transformace na šikmé řezy, a způsob, jakým jsou získávány hodnoty polární mapy. Porovnání dvou polárních map

je realizováno rozdílem znormovaných polárních map, který je poté zobrazen s použitím vhodné barevné tabulky.

Odhad parametrů (dlouhé osy, maximálního poloměru) použitých při převodu na polární mapu je spočten pomocí navržené metody, která v sobě mimo jiné zahrnuje algoritmus na hledání prstence. Tento algoritmus vychází z Houghovy transformace, která se používá pro hledání parametricky popsaných objektů v obraze.

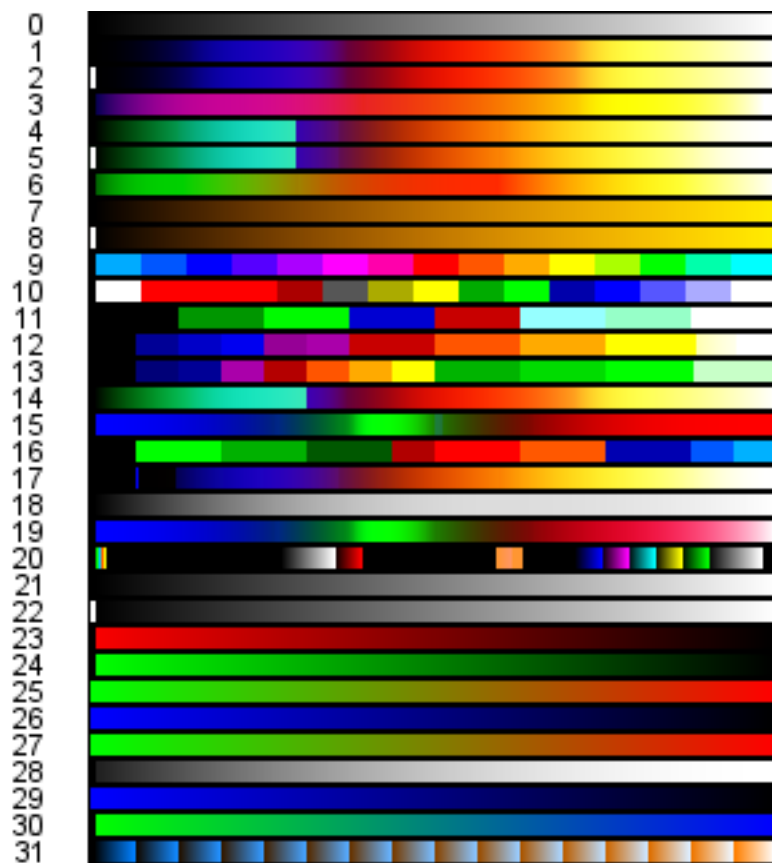
Pro 3D vizualizaci prokrvení srdce je navržena a implementována metoda pro generování trojrozměrného modelu srdce. Výpočet 3D modelu probíhá současně s tvorbou polární mapy, takže není potřeba dalšího výpočtu a nastavování parametrů. Při vykreslování je na povrch modelu naneseno prokrvení podle hodnot příslušné polární mapy. Při zobrazování 3D modelu srdce je k dispozici několik módů zobrazení. Uživatel má možnost náhledu na všechny části srdečního svalu najednou nebo zobrazení jen jednoho vybraného pohledu anebo je možné vyobrazeným 3D modelem otáčet myší.

Součástí diplomové práce je program *CarVio*, včetně uživatelské dokumentace, implementující popsané způsoby zpracování. Program byl napsán v Microsoft Visual C++ 6.0 pro platformu Microsoft Windows 9x/NT/2000, na které byl také testován. Inspirací pro něj byly hlavně již existující profesionální programy, které zpracovávají tomografická data nukleární medicíny. Bohužel dokumentace k většině programů neobsahuje žádné detaily ohledně implementace použitých postupů.

I přesto, že je dosaženo zadaného cíle, lze v práci dále pokračovat vylepšováním některých postupů nebo implementací dalších metod. Například implementaci programu pro tvorbu normálových souborů a přidání podpory pro porovnávání s polárními mapami do programu *CarVio*.

Příloha A

Standardní barevné tabulky



Obrázek A.1: Standardní barevné tabulky

Literatura

- [1] Bakos K. a kol. *Nukleární medicína*. Gentiana, Jilemnice 2000.
- [2] Bělohávek O., Niederle P., Janeba D. *Pozitronová emisní tomografie: nová možnost diagnostiky v kardiologii*. Cor Vasa 2000; 42(2):96-100.
- [3] Duncan J. S. and Ayache N. *Medical Image Analysis: Progress over Two Decades and the Challenges Ahead*. IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence 2000; 22(1):85-105.
- [4] Germano G., Kavanagh P. B., Waechter P., et al. *A New Algorithm for the Quantitation of Myocardial Perfusion SPECT. I: Technical Principles and Reproducibility*. J Nucl Med. 2000; 41(4):712-719.
- [5] Kruglinski D. J., Shepherd G., Wingo S. *Programujeme v Microsoft Visual C++*. Computer Press, 2000.
- [6] Laubenbacher Ch., Rothley J., Sitomer J., et al. *An Automated Analysis Program for the Evaluation of Cardiac PET Studies: Initial Results in the Detection and Localization of Coronary Artery Disease Using Nitrogen-13-Ammonia*. J Nucl Med. 1993; 34(6):968-978.
- [7] Richter J. *Windows pro pokročilé a experty: Architektura 32bitových systémů Windows 95 a Windows NT*. Computer Press, 1997.
- [8] Sharir T., Germano G., Waechter P., et al. *A New Algorithm for the Quantitation of Myocardial Perfusion SPECT. II: Validation and Diagnostic Yield*. J Nucl Med. 2000; 41(4):720-727.
- [9] *Technical Overview of the Emory Cardiac Toolbox Application*.
- [10] Todd-Pokropek A., Craddock T. D. and Deconinck F. *A File Format for the Exchange of Nuclear Medicine Image Data: A Specification of Interfile Version 3.3*.

- [11] Udupa J. K., Herman G. T. *3D Imaging in Medicine*. CRC Press, 2000.
- [12] Watt A., Watt M. *Advanced Animation and Rendering Techniques*. ACM Press, 1992.
- [13] Žára J., Beneš B., Felkel P. *Moderní počítačová grafika*. Computer Press, 1998.