



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ
Katedra biomedicínské techniky

**Kombinované zobrazení výsledků
elektroanatomického mapování a MR
snímků srdce**

**Fused imaging of electroanatomy mapping
results and cardiac MR images**

Bakalářská práce

Studijní program: Biomedicínská a klinická technika

Studijní obor: Biomedicínský technik

Autor bakalářské práce: Matouš Hrbek

Vedoucí bakalářské práce: doc. Ing. Jiří Hozman, Ph.D.

Kladno 2018

Z a d á n í b a k a l á ř s k é p r á c e

Student: **Matouš Hrbek**
Obor: Biomedicínský technik
Téma: **Kombinované zobrazení výsledků elektroanatomického mapování a MR snímků srdce**
Téma anglicky: Fused imaging of electroanatomy mapping results and cardiac MR images

Zásady pro vypracování:

Navrhňte a realizujte kombinované zobrazení exportovaných datových souborů ze systému CARTO pro elektroanatomické mapování a souborů DICOM z MR kardio vyšetření v Matlabu. Aplikace musí umožňovat zadání referenčních bodů lékařem. Popište strukturu souborů a jednotlivé parametry. U MR snímků popište jednotlivé sekvence v rámci daného protokolu a uveďte popis snímků z hlediska anatomických rovin a účelu vyšetření. Analyzujte a diskutujte vztah kombinovaného zobrazení a parametru LAT.

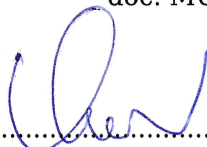
Seznam odborné literatury:

- [1] NEMA et al., The DICOM Standard, 30.3.2005, [Revidováno 31.12.2015], [Citováno 8.1.2017], <http://dicom.nema.org/standard.html>
- [2] Pleva M., Ouředníček P., MRI srdce - Praktické využití z pohledu kardiologa, ed. 1, Grada, 2012, 144 s., ISBN 978-80-247-3931-1
- [3] Eisenberger M., Bulava A., Fiala M., Základy srdeční elektrofyzologie a katéetrových ablací, ed. 1, Grada, 2012, 264 s., ISBN 978-80-247-3677-8

Zadání platné do: 20.09.2019

Vedoucí: doc. Ing. Jiří Hozman, Ph.D.

Konzultant: doc. MUDr. Lucie Riedlbauchová, Ph.D. (kardiologická klinika FNM)


.....
vedoucí katedry / pracoviště


.....
děkan

V Kladně dne 19.02.2018

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem **Kombinované zobrazení výsledků elektroanatomického mapování a MR snímků srdce** vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k bakalářské práci.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu §60 Zákona č.121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů.

V dne

.....

Matouš Hrbek

Poděkování

Rád bych poděkoval svému vedoucímu doc. Ing. Jiřímu Hozmanovi, Ph.D. jak za nepřetržitou odbornou pomoc při vypracování, tak za možnost se projektu účastnit. Dále bych rád poděkoval své konzultantce doc. MUDr. Lucii Riedlbauchové, Ph.D. z Kardiologické kliniky 2. lékařské fakulty Univerzity Karlovy a Fakultní nemocnice Motol za její obětavou pomoc při konzultacích.

Abstrakt

Úvod do problematiky - S rostoucími možnostmi měření jak průběhů elektrické aktivity myokardu, tak úrovně a sekvence fyzické kontrakce orgánu, narůstá obecná poptávka ze strany lékařů po možnostech kombinace a kvantitativních srovnávání obou faktorů. Aktuálně dostupné řešení v podobě modulu CARTOMERGE (Biosense Webster, Inc.) umožňuje realizaci kombinovaného zobrazení elektroanatomických dat a 3D obrazové rekonstrukce (nejčastěji z vyšetření ultrazvukem, CT nebo MRI). Metoda však není přizpůsobena k provádění kvantitativních analýz výsledků.

Metody a výsledky - Byla navržena inovativní metoda, realizující kombinované zobrazení pomocí přímé projekce elektroanatomických dat ze systému CARTO (Biosense Webster, Inc.) na 3D rekonstrukci levé komory srdeční z MRI dat. Projekce je prováděna na základě zadání referenčních bodů lékařem. Pro zpracování MRI dat byl využit software MEDVISO Segment. Realizace navrženého algoritmu je prováděna v softwarové platformě Carto-MRI Merger[®], vytvořené v prostředí MATLAB. Tento software je hlavním výstupem této práce.

Závěr - Hlavními výhodami navrženého řešení úlohy jsou zachování pohybu orgánu, zamezení vzájemného posuvu map zadáním referenčních bodů a přístup „projekce“, který částečně řeší problém spojování „virtuálního“ modelu CARTO a „reálného“ modelu MRI. Po důkladném zvážení všech potenciálních zdrojů chyb bylo dosaženo závěru, že je metoda vhodná pro další vývoj a klinické testování.

Klíčová slova

CARTO, MRI, elektroanatomické mapování, Merge, MATLAB, Carto-MRI Merger[®], projekce

Abstract

Introduction - With the increasing possibilities to measure both the course of electrical myocardial activation and the intensity and sequence of physical contractions of the organ, the general demand of medicine for the possibilities of combining and quantifying the two factors is increasing rapidly. The currently available solution, in the form of the CARTOMERGE module (Biosense Webster, Inc.), allows for the combined imaging of electroanatomic data and 3D image reconstruction (most often based on ultrasound, CT or MRI). However, the method is not adapted to perform quantitative analysis of the results.

Methods and Results - An innovative method has been proposed to realize combined imaging by direct projection of electroanatomic data from the CARTO system (Biosense Webster, Inc.) on 3D left ventricular reconstruction based on MRI data. The algorithm is performed based on the reference points entered by the doctor. For the MRI data processing, the MEDVISO Segment software has been used. The implementation of the proposed algorithm is carried out in the Carto-MRI Merger[®] software platform, created in the MATLAB environment. This software is the main outcome of this thesis.

Conclusions - The main advantages of the proposed method are preservation of the motion of the organ, avoidance of the mutual shift of the maps by entering the reference points and the approach of „projection“ itself that partially solves the problem of combining „virtual“ CARTO models with „real“ MRI models together. After careful consideration of all potential sources of errors, it was concluded that the method is suitable for further development and clinical testing.

Key words

CARTO, MRI, electroanatomical mapping, Merge, MATLAB, Carto-MRI Merger[®], projection

Obsah

Seznam použitých konvencí a zkratk	10
Zkratky	10
Typografické konvence	11
Seznam obrázků	12
Seznam diagramů	15
Seznam grafů	16
Seznam výčtů	18
Seznam příloh	19
1 Úvod	20
1.1 Přehled současného stavu	21
1.1.1 Terapeutická část	22
1.1.2 Diagnostická část	23
1.2 Cíle práce	24
2 Metody	26
2.1 MRI strain analýza	26
2.2 CARTO elektroanatomické mapování	28
2.3 Projekční algoritmus pro kombinované zobrazení	30
2.3.1 Výpočet na základě flexibilní osy	32
2.4 MRI data a jejich zpracování	33
2.4.1 Načtení DICOM snímků do MATLABu	35
2.4.2 Zpracování MRI dat pomocí MEDVISIO Segment	35
2.4.3 Strain analýza v MEDVISIO Segment	36
2.5 CARTO data a jejich zpracování	37
2.5.1 Obecný přehled exportu	38
2.5.2 .txt soubory	39

2.5.3	.xml soubory	41
2.5.4	.mesh soubory	44
2.6	Carto-MRI Merger® (Výsledný software)	45
2.6.1	CARTO	46
2.6.2	MRI	47
2.6.3	MERGE	48
3	Výsledky	50
4	Diskuze	54
5	Závěr	56
	Použitá literatura	58
6	Přílohy	62
6.1	Vliv a indikace CRT jako alternativní léčby	62
6.2	Přehled navigačních metod	63
6.2.1	CARTO	63
6.2.2	EnSite Velocity	63
6.3	Přehled základních CARTO modulů	64
6.3.1	Intrakardiální Echokardiografie	64
6.3.2	Modul CARTO-UNIVU	66
6.3.3	Kombinace CARTO - CT	67
6.3.4	Modul CARTO-SOUND	68
6.3.5	Kombinace CARTO - MRI	68
6.4	Uživatelský manuál	70
6.4.1	Licenční ujednání	70
6.4.2	Minimální systémové požadavky	70
6.4.3	Spuštění v prostředí MATLAB	70
6.4.4	Spuštění bez MATLABu	71
6.4.5	Obecný přehled	71

6.4.6	Načtení dat	71
6.4.7	CARTO - Načtení	72
6.4.8	MRI - Načtení	72
6.4.9	CARTO - Anotace	72
6.4.10	CARTO - Transformace	73
6.4.11	CARTO - Výběr oblasti zájmu	73
6.4.12	CARTO - Výběr parametru	74
6.4.13	CARTO - Flexibilní osa	74
6.4.14	MRI - nastavení	74
6.4.15	MRI - Přeskládání vrstev	75
6.4.16	MRI - bod Septum	75
6.4.17	MERGE	75
6.4.18	Export dat	76
6.5	Návod k instalaci	77
6.6	Stručná technická dokumentace	81
6.6.1	Struktura kódu	81
6.6.2	Callback skripty	83
6.6.3	Samostatné skripty	84
6.6.4	Funkce	84
6.6.5	Přehled exportovaných proměnných	85
6.7	MRI Strain analýzy	90
6.8	Vývojové diagramy	98

Seznam použitých konvencí a zkratek

Zkratky

2CH	Dvoukomorové zobrazení CMR
2D	2-dimensionální
3CH	Tříkomorové zobrazení CMR
3D	3-dimensionální
4CH	Čtyřkomorové zobrazení CMR
a.	<i>arteria</i> = tepna
ACL	Pokročilá lokace katétru (parametr EAM CARTO)
AU	„Arbitrary Unit“
CD	Kompaktní disk
CMR	Magnetická rezonance srdce (metoda)
CRT	Kardiologická resynchronizační terapie
CT	Výpočetní tomografie (metoda)
EAM	Elektroanatomické mapování / mapy
EKG	Elektrokardiograf / Metoda snímání povrch. potenciálů srdce
FNM	Fakultní nemocnice Motol
GUI	Grafické uživatelské rozhraní
ICE	Intrakardiální echokardiografie
LA	Zobrazení v dlouhé ose (CMR)
LAT	Lokální aktivační čas (parametr z EAM)
MR	Magnetická rezonance (metoda)
MRI	Zobrazování magnetickou rezonancí
MT	Myocardial tagging
QRS komplex	Definovaná část EKG křivky
RTG	rentgen (přístroj) / Rentgenovo záření
SA	Zobrazení v krátké ose (CMR)
TT	Tissue tracking

UZ	Ultrazvuk (metoda)
v.	<i>vena</i> = žíla
WOI	<i>Window of interest</i> = Okno zájmu

Typografické konvence

Font Verbatim	Pojmenování komponent GUI / kódu / výčtů, vstupy / výstupy od uživatele
CARTO (bez uvedení „systém“)	3D model levé komory srdeční, získaný pomocí systému CARTO 3 (Biosense Webster, Inc.)
MRI model	3D model endokardu levé komory srdeční, získaný segmentací příslušných dat formátu DICOM v softwaru MEDVISO Segment
Apex (velké poč. písmeno)	Referenční bod, zadán lékařem v oblasti apexu na modelu CARTO v aplikaci Carto-MRI Merger [®]
Báze (velké poč. písmeno)	Referenční bod, zadán lékařem v oblasti báze na modelu CARTO v aplikaci Carto-MRI Merger [®]
Septum (velké poč. písmeno)	Referenční bod, zadán lékařem v místě středu interventrikulárního septa na CARTO v aplikaci Carto-MRI Merger [®]
Fixní osa	Spojnice Apexu a Báze
Flexibilní osa	Spojnice těžišť polynomů, definovaných jako průnik modelu CARTO a horizontálních rovin, určených normálovým vektorem, náležícím Fixní ose. Horizontální roviny jsou umístěny ekvidistantně v počtu uvažovaných MRI vrstev, rovnoměrně mezi horním a dolním ořezem modelu CARTO. Pro podrobnější vysvětlení viz sekce 2.3 (strana 30), věnující se přímo principu algoritmu
Strain	Technický pojem, referující kvantitativní hodnotu stahu myokardu v konkrétních bodech
Checkbox	Zaškrťovací políčko, prvek GUI

Seznam obrázků

2.1	(A) CMR levé komory normálního subjektu v SA zobrazení. Vlevo standardní obraz, vpravo přidána mřížková sekvence. Obě zobrazení rozdělena na 6 standardních segmentů. (B) MT a TT analýza byla provedena za účelem výpočtu endokardiálního cirkumferenčního strainu jako funkce času napříč srdečním cyklem. <i>MT myocardial tagging</i> , <i>TT tissue tracking</i> . Ilustrace i popis převzat z [8].	27
2.2	Nákres principu akvizice barev z CARTO pomocí <code>getMergeColors()</code> algoritmu	32
2.3	Pracovní prostředí softwaru MEDVISO Segment [7]. Levý panel: Levá komora srdeční ve čtyřkomorovém zobrazení v dlouhé ose (<i>LA-4CH</i>). Pravý panel: Zobrazení v krátké ose (<i>SA</i>). Červené značení - endokard, zelené značení - epikard	36
2.4	Výsledek výpočtu strain analýzy pomocí metody TT v MEDVISO Segment [7]. Zobrazená jsou MRI obrazová data v krátké ose - levá komora. Graf v pravé horní části ukazuje průběh radiálního a cirkumferenčního stahu (<i>strainu</i>) jednotlivých segmentů. Diagram pod ním je zobrazení maximálních dosažených hodnot stahu v jednotlivých segmentech pomocí „bullseye plot“ [12]	37
2.5	Uživatelské prostředí softwaru Carto-MRI Merger [®] - záložka CARTO	47
2.6	Uživatelské prostředí softwaru Carto-MRI Merger [®] - záložka MRI	48
2.7	Uživatelské prostředí softwaru Carto-MRI Merger [®] - záložka MERGE	49
3.1	(Vlevo) CARTO model „ zdravého pacienta “ s anotacemi. (Vpravo) Kombinované zobrazení MRI a CARTO dat, výpočet podle flexibilní osy CARTO. Zdroj obrázku: Carto-MRI Merger [®] , zdroj dat: Kardiologická klinika fakultní nemocnice Motol	51
3.2	(Vlevo) CARTO model nemocného pacienta č. 1 s anotacemi. (Vpravo) Kombinované zobrazení MRI a CARTO dat, výpočet podle flexibilní osy CARTO. Zdroj obrázku: Carto-MRI Merger [®] , zdroj dat: Kardiologická klinika fakultní nemocnice Motol	52

3.3	(Vlevo) CARTO model nemocného pacienta č. 2 s anotacemi. (Vpravo) Kombinované zobrazení MRI a CARTO dat, výpočet podle flexibilní osy CARTO. Zdroj obrázku: Carto-MRI Merger [®] , zdroj dat: Kardiologická klinika fakultní nemocnice Motol	52
3.4	(Vlevo) CARTO model nemocného pacienta č. 3 s anotacemi. (Vpravo) Kombinované zobrazení MRI a CARTO dat, výpočet podle flexibilní osy CARTO. Zdroj obrázku: Carto-MRI Merger [®] , zdroj dat: Kardiologická klinika fakultní nemocnice Motol	53
6.1	Rekonstrukce endokardu levé komory srdeční v systému CARTO. Barevná škála EAM značí parametr LAT (Local activation time)	64
6.2	Intrakardiální echokardiografie. Kontakt ablačního katétru se srdeční stěnou. Bublina z katetrizační ablace značí přehřívání tkáně v daném bodě. Ilustrace převzata z [6].	65
6.3	CARTOUNIVU. Integrace elektroanatomického mapování (EAM) a skiaskopie v reálném čase do jednoho pohledu (Biosense Webster). Zobrazené dvě projekce jsou dostupné současně na dvou monitorech. Ilustrace převzata z [6].	66
6.4	CARTO elektroanatomický mapovací (EAM) systém. Integrace 3D rekonstrukce z CT dat levé síně do její 3D elektroanatomické napěťové mapy. Katéetrová ablace persistentních síňových fibrilací. Červené body - ablační body. Zelené body - Ablační body v koronárním sinu. Oranžový bod - Ezofágus v blízkosti posteriorní stěny levé síně. Ilustrace i popis převzat z [6].	67
6.5	Kombinované zobrazení CARTO EAM, 3D CT rekonstrukce a snímků, získaných pomocí ICE (CARTOSOUND modul). Zobrazení srdce a aorty. Ilustrace převzata z [21].	69
6.6	(Levý panel) Pohled ve ventrálním směru na 3D EAM (CARTO-XP = naturální CARTO EAM zobrazení); (Pravý panel) Pohled ve ventrálním směru na 3D EAM, spojené s 3D MRI rekonstrukcí levé síně pomocí modulu CARTOMERGE. Červené body značí body ablace. Ilustrace i popis převzat z [13].	69
6.7	Instalace - krok č. 1: Zvolte volbu Next	77

6.8	Instalace - krok č. 2: Vyberte místo, kam má být aplikace nainstalována. Následně povolte vytvoření zástupce na ploše a zvolte volbu Next	78
6.9	Instalace - krok č. 3: Zvolte volbu Next	78
6.10	Instalace - krok č. 4: Zkontrolujte údaje k instalaci a zvolte volbu Install	79
6.11	Instalace - krok č. 5: Vyčkejte na dokončení procesu instalace	79
6.12	Instalace - krok č. 6: Po dokončení instalace zavřete okno volbou Finish . Aplikaci spustíte poklepnutím na zástupce na ploše, který byl během instalace vytvořen	80
6.13	Struktura souborů, ze kterých se skládá kód softwaru Carto-MRI Merger ®	82
6.14	Přehled struktury exportovaných dat z Carto-MRI Merger ® ve formě .mat souboru	86
6.15	Konvenční segmentace levé komory srdeční. Číslování dle obrázku je využito v grafech 6.1 - 6.12. Ilustrace převzata z [22]	91

Seznam diagramů

2.1	Popis práce se softwarem z pohledu uživatele	46
6.1	Základní popis funkce <code>getMergeColors()</code> , která získává ze vstupního CARTO modelu a jeho anotace seznam „barev“ (= parametrů z příslušné EAM), které jsou následně mapovány na strukturu z MRI	98
6.2	Základní popis funkce <code>getMergeStructure()</code> , která získává ze vstupních MRI dat jednotlivé body, kterým jsou následně přiřazeny „barvy“, získané pomocí algoritmu, popsáném diagramem 6.1. Pozn.: Nejvyšší cyklus, procházející data v čase, ve skutečné funkci obsažen není. Funkce je volána cyklicky z venčí. Zde je uveden pouze pro úplnost	99
6.3	<code>bt-apex-Callback-script.m</code> - spuštění na stisk <code>Pick Apex</code>	100
6.4	<code>bt-cartoTransform-Callback-script.m</code> - spuštění na stisk <code>Transform by Cardiac Axis</code>	101
6.5	<code>transformByAxis()</code> - volání na stisk <code>Transform by Cardiac Axis</code>	102
6.6	<code>septumToZero()</code> - volání funkcí <code>transformByAxis()</code>	103
6.7	<code>bt-merge-Callback-script.m</code> - spuštění na stisk <code>Merge</code>	104
6.8	<code>getMergeColors()</code> - volání na stisk <code>Merge</code>	105
6.9	<code>getCentroid()</code> - volání funkcí <code>getMergeColors()</code>	106
6.10	<code>getPolarIntersections()</code> - volání funkcí <code>getCentroid()</code>	107
6.11	<code>getIntersect()</code> - volání funkcí <code>getPolarIntersections()</code>	108
6.12	<code>getMergeStructure()</code> - volání na stisk <code>Merge</code>	109

Seznam grafů

- 6.1 Průběh radiálního (**r**) a cirkumferenčního (**c**) strain dle konvenční segmentace (viz obrázek 6.15) **bazální vrstvy** levé komory srdeční „**zdravého pacienta**“. Zdroj dat: Kardiologická klinika fakultní nemocnice Motol. Analýza zpracována v: MEDVISO Segment software 92
- 6.2 Průběh radiálního (**r**) a cirkumferenčního (**c**) strain dle konvenční segmentace (viz obrázek 6.15) **střední vrstvy** levé komory srdeční „**zdravého pacienta**“. Zdroj dat: Kardiologická klinika fakultní nemocnice Motol. Analýza zpracována v: MEDVISO Segment software 92
- 6.3 Průběh radiálního (**r**) a cirkumferenčního (**c**) strain dle konvenční segmentace (viz obrázek 6.15) **apikální vrstvy** levé komory srdeční „**zdravého pacienta**“. Zdroj dat: Kardiologická klinika fakultní nemocnice Motol. Analýza zpracována v: MEDVISO Segment software 93
- 6.4 Průběh radiálního (**r**) a cirkumferenčního (**c**) strain dle konvenční segmentace (viz obrázek 6.15) **bazální vrstvy** levé komory srdeční **nemocného pacienta č. 1**. Zdroj dat: Kardiologická klinika fakultní nemocnice Motol. Analýza zpracována v: MEDVISO Segment software 93
- 6.5 Průběh radiálního (**r**) a cirkumferenčního (**c**) strain dle konvenční segmentace (viz obrázek 6.15) **střední vrstvy** levé komory srdeční **nemocného pacienta č. 1**. Zdroj dat: Kardiologická klinika fakultní nemocnice Motol. Analýza zpracována v: MEDVISO Segment software 94
- 6.6 Průběh radiálního (**r**) a cirkumferenčního (**c**) strain dle konvenční segmentace (viz obrázek 6.15) **apikální vrstvy** levé komory srdeční **nemocného pacienta č. 1**. Zdroj dat: Kardiologická klinika fakultní nemocnice Motol. Analýza zpracována v: MEDVISO Segment software 94
- 6.7 Průběh radiálního (**r**) a cirkumferenčního (**c**) strain dle konvenční segmentace (viz obrázek 6.15) **bazální vrstvy** levé komory srdeční **nemocného pacienta č. 2**. Zdroj dat: Kardiologická klinika fakultní nemocnice Motol. Analýza zpracována v: MEDVISO Segment software 95

6.8	Průběh radiálního (r) a cirkumferenčního (c) strain dle konvenční segmentace (viz obrázek 6.15) střední vrstvy levé komory srdeční nemocného pacienta č. 2 . Zdroj dat: Kardiologická klinika fakultní nemocnice Motol. Analýza zpracována v: MEDVISO Segment software	95
6.9	Průběh radiálního (r) a cirkumferenčního (c) strain dle konvenční segmentace (viz obrázek 6.15) apikální vrstvy levé komory srdeční nemocného pacienta č. 2 . Zdroj dat: Kardiologická klinika fakultní nemocnice Motol. Analýza zpracována v: MEDVISO Segment software	96
6.10	Průběh radiálního (r) a cirkumferenčního (c) strain dle konvenční segmentace (viz obrázek 6.15) bazální vrstvy levé komory srdeční nemocného pacienta č. 3 . Zdroj dat: Kardiologická klinika fakultní nemocnice Motol. Analýza zpracována v: MEDVISO Segment software	96
6.11	Průběh radiálního (r) a cirkumferenčního (c) strain dle konvenční segmentace (viz obrázek 6.15) střední vrstvy levé komory srdeční nemocného pacienta č. 3 . Zdroj dat: Kardiologická klinika fakultní nemocnice Motol. Analýza zpracována v: MEDVISO Segment software	97
6.12	Průběh radiálního (r) a cirkumferenčního (c) strain dle konvenční segmentace (viz obrázek 6.15) apikální vrstvy levé komory srdeční nemocného pacienta č. 3 . Zdroj dat: Kardiologická klinika fakultní nemocnice Motol. Analýza zpracována v: MEDVISO Segment software	97

Seznam výčtů

2.1	plotDicomMRI.m	35
2.2	VisiTagSettings.txt	39
2.3	SensorPositions.txt	40
2.4	CRTSTUDY.xml	41

Seznam příloh

1	Vliv a indikace CRT jako alternativní léčby	62
2	Přehled navigačních metod	63
3	Přehled základních CARTO modulů	64
4	Uživatelský manuál	70
5	Návod k instalaci	77
6	Stručná technická dokumentace	81
7	MRI Strain analýzy	90
8	Vývojové diagramy	98

1 Úvod

S rostoucím počtem dyssynchronních onemocnění v kardiologii rapidně roste poptávka lékařů po stále sofistikovanějších metodách, které by jim umožnily nejen samotnou léčbu, ale i podklady ke studiu onemocnění jako takového a jeho příčin. Tato oblast zaznamenala zejména v poslední dekádě strmý růst a vývoj. Moderní a populární metodou léčby jsou radiofrekvenční katetrizační ablace. Nutnou podmínkou k jejich provedení je však kvalitní navigační systém a správná diagnóza konkrétní poruchy. S narůstajícím počtem metod vyšetření je aktuálním cílem medicíny vývoj možností pro jejich kombinaci a vzájemné efektivní srovnání výstupů za účelem stanovení přesnější a klinicky více vypovídající diagnózy.

Tato práce se zabývá návrhem nové metody pro kombinované zobrazení elektroanatomických dat, získaných pomocí systému CARTO během katetrizačního vyšetření pacienta elektrofyzikem, a obrazových dat z magnetické rezonance srdce. Práce je dílčí částí projektu, podpořeného grantem z Evropské unie a zpracovávaného ve spolupráci s kardiologickou klinikou Fakultní nemocnice Motol a s Fakultou elektrotechnickou ČVUT.

Obsahem práce je:

1. Teoretický základ obou metod (CARTO a MRI) a významu jejich výstupů v kardiologii
2. Popis metod zpracování jejich datových výstupů
3. Popis navrženého algoritmu, realizujícího jejich kombinované zobrazení
4. Popis softwarové platformy Carto-MRI Merger[®], která umožňuje realizaci algoritmu

1.1 Přehled současného stavu

Srdeční dyssynchronie jsou závažným problémem, se kterým se setkávají lékaři neustále a napříč všemi obory a specializacemi [1]. Výzkumy v této oblasti dokazují, že jde o velmi heterogenní disfunkci, která je často navázána i na jiná selhání srdce [2]. Z tohoto důvodu je nutné uvažovat toto téma v širším patofyziologickém kontextu, když dojde na rozhodování, jakou léčbu indikovat konkrétnímu pacientovi. [2]

Dosavadní studie, které se zatím tímto tématem zabývaly, se soustředily na vyšetření dvou základních znaků dyssynchronií:

1. Stah srdeční stěny a průběh mechanické kontrakce srdce
2. Průběh elektrické aktivace myokardu

Výzkum v první oblasti studuje možnost příčiny v heterogenitě kontraktilních vlastností srdeční stěny. Ta může být způsobena, např., ischemickým zjizvením části myokardu, vlivem kterého je snížena elasticita laterální stěny srdce. Tato příčina může vést k vyššímu fyzickému namáhání opozitní strany, které vyvolá její následnou dyssynchronii. Druhá oblast se oproti tomu zabývá zpožděními v elektrické aktivitě, která mechanickou kontrakci vyvolává. Do jaké míry jsou tyto dva parametry korelovány je otázka, kterou se dnes vědci intenzivně zabývají. Nicméně obecným předpokladem zůstává, že vyloučit nelze ani možnost působení obou typů disfunkcí nezávisle na sobě. [2]

Ačkoliv jsou obě oblasti výzkumu důležité pro vyhodnocení konkrétního případu, z pohledu lékaře v klinické praxi je přívětivější předpoklad, že příčinou dyssynchronií je kolize či zpoždění elektrické aktivace myokardu. Následné terapeutické metody lze poté soustředit na synchronizaci elektrických signálů, prostupujících srdeční tkáň. To lze provést obecně buďto zavedením synchronizačních signálů z kardiostimulátoru (CRT), nebo eliminací patologického místa tkáně - dnes prováděného radiofrekvenčními ablacemi. [2] Od dříve využívané farmakologické léčby se již prakticky odstoupilo z důvodu jejího pouze dočasného efektu a mnoha zatěžujících vedlejších účinků na organismus [3].

1.1.1 Terapeutická část

Radiofrekvenční ablace jsou moderním řešením léčby dyssynchronií, způsobujícím cílenou nekrózu tenké tkáně myokardu. Takto umrtvená tkáň je následně zhojena v dobře ohraničenou jizvu a není dále schopna přenášet nežádoucí elektrické potenciály. Léčba probíhá na specializovaných elektrofyzilogických sálech pod lokální anestézií pacienta. [1]

Fyzikální podstatou ablace je přivedení vysokofrekvenčního střídavého proudu o frekvenci 500 - 1000 kHz na hrot katétru, dotýkajícího se konkrétního místa endokardu. Proud protéká od místa dotyku do velkoplošné elektrody, která je umístěna na zádech pacienta. V místě dotyku dochází ke vzniku odporového tepla, pronikajícího do hloubky přibližně 1 mm a tím způsobené ablační léze. [1]

V oblasti radiofrekvenčních katetrizačních ablací je cílem medicíny zajistit zejména následující dva předpoklady:

1. Znalost vlastností a umístění zdroje dyssynchronií
2. Zajištění přehlednosti během celého výkonu spolu s co nejvyšší přesností cílení ablace

Tyto potřeby způsobují trvalý výzkumy v oblasti navigačních metod ablací. První řešení využívala k navigaci skiaskopie. Nicméně hlavním problémem této metody jsou její velmi limitované možnosti. Metoda zobrazuje pouze 2D obraz a navíc není schopna zobrazit hranice srdce. V návaznosti na potřeby lékařů monitorovat pohyb katétru ve 3D byly na přelomu tisíciletí představeny *elektroanatomické mapovací metody* (EAM) spolu s jejich hlavním zástupcem - CARTO system (Biosense Webster, Inc.). Metody tohoto typu umožňují mimo monitorování pohybu katétru ve 3D také vytvoření 3D modelu srdce, resp. jeho endokardu, během výkonu, který slouží zejména pro orientaci při provádění ablací. Provedené ablace jsou také zaznamenávány, proto má operující elektrofyzilog stále přehled o aktuálním stavu výkonu. Navíc jsou při mapování zaznamenávány i informace ohledně intenzity a časového šíření elektrických potenciálů po povrchu endokardu, které umožňují lepší pochopení fungování konkrétní dyssynchronie. [4]

1.1.2 Diagnostická část

EAM metody zaznamenaly v poslední dekádě dramatický vývoj a posunuly se z experimentální fáze do fáze rutinních výkonů a metod první volby pro léčbu celé řady srdečních dyssynchronií. Kromě navigačních funkcí poskytují tyto metody zároveň extenzivní možnosti v oblasti diagnózy.

Během modelování 3D struktury endokardu jsou mimo souřadnic jednotlivých bodů ukládány také informace o šíření elektrických potenciálů myokardem. Nejdůležitějším parametrem, který je sledován, je parametr LAT = „Lokální aktivační čas“. Jde v podstatě o intrakardiální analogii k EKG, která je schopna mapovat podrobně šíření elektrického impulsu tkání. Případné odchylky od normálu jsou dobře patrné a velmi usnadňují lokalizaci patologického ložiska.

Navzdory zmíněným značným výhodám má metoda i své stěžejní nevýhody. V první řadě jde o invazivní a časově velmi náročné vyšetření, které lze jen stěží indikovat jinak zdravému pacientovi čistě za účelem získání EAM. Neméně důležitý je fakt, že výsledný model je statická reprezentace jinak pohybujícího se orgánu, která navíc neodpovídá žádné konkrétní srdeční fázi a pohybuje se tedy čistě na teoretické rovině. Poloha získaných bodů je také zaznamenávána se značnou chybou a povrch, který je na základě určených bodů interpolován, popisuje pouze velmi hrubou formou skutečnou anatomii orgánu.

Z těchto důvodů se přistupuje k řadě dalším diagnostickým metodám ještě před samotným výkonem. Mezi nejčastější patří povrchové EKG k odhadu šíření elektrické aktivity orgánem, CT k zobrazení anatomie orgánu a MRI pro analýzu stahu srdečního svalu.

Pomocí modulu CARTOMERGE je možné obrazová data z CT i MRI spojit s vytvářeným modelem při výkonu. Mnoho lékařů toto využívá zejména u metody CT za účelem značného zvýšení anatomické přesnosti zobrazení. Nicméně metoda MRI navíc umožňuje provedení podrobné analýzy fyzické kontrakce srdeční stěny. Tuto informaci spolu s EAM mapami lze s výhodou využít jak při diagnóze konkrétního typu dyssynchro-

nie, tak k určení nejvhodnějších míst k připojení elektrod kardiostimulátoru. Po samotném vyšetření je třeba učinit řadu měření, kterými je stanoveno, zda byl výkon úspěšný a stav pacienta bude dlouhodobě stabilizován.

K těmto úkonům je zapotřebí kombinovat poznatky jak z výsledků strain analýzy pomocí CMR, tak z vytvořených EAM. Nicméně současné kombinované zobrazení CARTO - MRI umožňuje pouze hrubé anatomické spojení obou struktur, které je díky vzájemným posuvům nevhodné pro kvantitativní analýzy. [5] [6]

Podrobnější popis současně dostupných obrazových metod, které jsou využívány ve spojení s CARTO, je k dispozici jako příloha v sekci 6.3 (strana 64).

1.2 Cíle práce

Cílem této práce je navrhnout metodu kombinovaného zobrazení CARTO EAM a CMR, která bude vhodnější k analýze korelací elektrické aktivity srdce s její mechanickou aktivitou, než je současné řešení, popsané v sekci 6.3.5 na straně 68. Součástí řešení má být následující:

1. Možnost zadání referenčních bodů přímo na EAM z CARTO za účelem manuálního upřesnění způsobu spojení obou struktur a tím snížení rizika posuvu obou struktur vůči sobě
2. Místo prostého spojení by aplikace měla umožňovat přímé přiřazení konkrétních bodů jedné struktury k bodům struktury druhé, aby bylo následně možné porovnávat hodnoty strain s parametry, týkajícími se elektrické aktivity myokardu
3. Dynamické spojení, tj. zachování pohybu orgánu
4. Uživatelsky přívětivé prostředí, které umožní snadné testování aplikace v praxi
5. Uživatelský manuál

Následně je cílem práce popis struktury exportovaných souborů ze systému CARTO. Ta zatím nebyla veřejně přehledně zdokumentována a není dokonce popsána ani v oficiálním manuálu systému [5]. Spolu s tím souvisí popis jednotlivých studovaných parametrů, které jsou během EAM měřeny a zaznamenávány.

V oblasti dat CMR je cílem popis jednotlivých sekvencí v rámci daného protokolu a popis snímků z hlediska anatomických rovin a účelu vyšetření.

V závěru je cílem realistická diskuze vztahu výsledného kombinovaného zobrazení k parametru LAT (*Local activation time*), který je snímáný během EAM.

2 Metody

2.1 MRI strain analýza

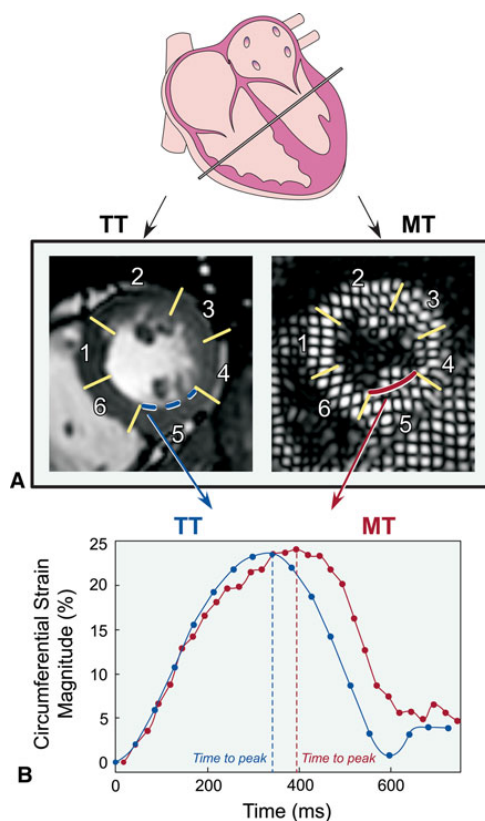
Důsledkem srdečních dyssynchronií jsou mimo změny v intenzitě a šíření elektrických potenciálů, které lze mapovat pomocí EAM metod, také změny v síle a průběhu fyzické kontrakce myokardu. Tato informace hraje důležitou roli v oblasti výzkumu dyssynchronií, zejména poté ve zkoumání korelací s elektrickou aktivitou srdce. V této práci se budu soustředit výhradně na práci se srdečními komorami.

Nejlepší metodou, která je schopna poskytnout data k vyhodnocení fyzické kontrakce myokardu v uspokojivé kvalitě, je aktuálně MRI. Mezi dva základní postupy, jakými je pohybový vektor myokardu získáván, patří:

1. *Tissue tracking* (TT)
2. *Myocardial tagging* (MT)

Oba dva postupy zahrnují akvizici série snímků CMR (magnetická rezonance srdce) v jednotlivých řezech v dlouhé (LA) a krátké (SA) ose (tj. podélně a příčně). V následujícím postupu se přistupuje k segmentaci endokardu a epikardu pomocí některého z dostupných softwarů, např. MEDVISO Segment [7], navrženém ve vývojovém prostředí MATLAB (MathWorks, Natick, MA). Každý řez myokardem v SA je rozdělen do šesti standardních segmentů a následně je každý z nich vyhodnocován samostatně (viz obrázek 2.1). [8]

Metoda TT následně určí sestavu bodů uvnitř každého segmentu a podle pohybu celého segmentu pohybuje i s vygenerovanými body. Pomocí softwaru je poté vypočten *Lagrangeův endokardiální cirkumferenční strain*. Výsledná hodnota cirkumferenciálního strainu pro každý jednotlivý segment je následně vypočtena jako funkce času zprůměrováním hodnot strainu všech bodů, které jsou obsaženy v daném segmentu. [8]



Obrázek 2.1: (A) CMR levé komory normálního subjektu v SA zobrazení. Vlevo standardní obraz, vpravo přidána mřížková sekvence. Obě zobrazení rozdělena na 6 standardních segmentů. (B) MT a TT analýza byla provedena za účelem výpočtu endokardiálního cirkumferenčního strainu jako funkce času napříč srdečním cyklem. *MT myocardial tagging*, *TT tissue tracking*. Ilustrace i popis převzat z [8].

Metoda MT naproti tomu využívá navíc přídavné gradientní magnetické pole, které je do tkáně vpraveno vždy ve fázi diastoly. Segmentace endokardu a epikardu, včetně rozdělení myokardu do 6 standardních segmentů, probíhá stejným způsobem jako u metody TT. Samotná identifikace pohybu tkáně je zde prováděna extrahováním pohybového vektoru pomocí metod rozkladů obrazu na fáze s využitím Fourierovy transformace a následného výpočtu cirkumferenčního strainu. Výsledná hodnota strainu pro každý jednotlivý segment je opět určena průměrem všech hodnot v daném segmentu. [8]

2.2 CARTO elektroanatomické mapování

CARTO (Biosense Webster, Inc.) je navigační systém, který umožňuje prostorovou orientaci při provádění radiofrekvenčních katetrizačních ablací v srdci. Tento výkon je prováděn nejčastěji při lokální anestezii pacienta. Při vyšetření levé komory srdeční, které se věnuje přímo tato práce, je při využití v. cava inferior jako vstupu katétru přiveden přes fossa ovalis z pravé síně do síně levé a skrz mitrální chlopuň následně do levé komory srdeční. Druhou možností je využití a. femoralis jako přímého vstupu přes aortu do levé komory srdeční. Oba přístupy mají svá pro a proti. [1] [9]

V první fázi výkonu je vytvořen 3D model endokardu, který slouží k následné orientaci při provádění ablací. Povrch modelu je interpolován z bodů, které jsou získané pomocí manuální akvizice. Při umístění katétru do polohy, kde je žádoucí uložit informace o pozici a probíhajících signálech, software zmonitoruje pohyb katétru v průběhu celého srdečního cyklu. Výsledná poloha akvizovaného bodu je průměrem jeho polohy. Při akvizici je s bodem spárována zároveň i informace o šíření elektrického potenciálu v tomto místě, jak již bylo uvedeno výše. Nejčastěji jsou monitorovány následující tři atributy:

1. *Unipolar* (mV) - Špičkové naměřené napětí intrakardiálního EKG vůči Wilsonově svorce (dle standardního 12 svodového EKG)
2. *Bipolar* (mV) - Špičkové napětí intrakardiálního EKG, naměřené mezi dvěma elektrodami, umístěnými přímo na katétru (obvykle o vzdálenosti přibližně 5 mm od sebe)
3. *LAT* (ms) = „Lokální aktivační čas“ - Časová odchylka aktivace místa od referenčního bodu v synchronizované EKG křivce. Obvykle je tato reference nastavena na počátek QRS komplexu

Pro tuto studii je nejdůležitější třetí zmíněný parametr, protože umožňuje detailní pochopení způsobu šíření elektrických signálů tkání myokardu. Hodnoty tohoto parametru

v různých bodech následně umožňují sestavení EAM. Ukázka takového výstupu přímo v softwaru CARTO 3 je na obrázku 6.1 (strana 64).

Tento model umožňuje dvě zásadní možnosti. Jednak porovnání se zdravým pacientem a díky tomu možnost přesně lokalizovat zdroj patologických signálů, a jednak porovnání se související mechanickou kontrakcí. K tomuto účelu se využívají i první dva napěťové parametry, které jsou klinicky významné např. při lokalizaci pohnatého zjizvení srdce. Možnost srovnání s mechanickou kontrakcí je využívána zejména v následné diagnostice, dávající si za cíl zjistit, jestli jsou arytmie způsobeny odchylkou šíření elektrických signálů, nebo nerovnoměrnou mechanickou kontrakcí, způsobenou, např., zjizvením jedné ze srdečních stěn. Vyloučit nelze ani působení obou faktorů současně. [2]

Další parametry, se kterými systém CARTO 3 umožňuje pracovat, nicméně už nejsou tak často využívány, uvádím níže. Při popisu jejich významu jsem využil konzultace s lékaři z Kardiologické kliniky 2. lékařské fakulty Univerzity Karlovy a Fakultní nemocnice Motol. Nicméně ne u všech parametrů se význam podařilo exaktně potvrdit. U těchto případů přidávám znak „*“.

- *Impedance* (Ω) - Elektrická impedance, naměřená mezi katétretem a referenční elektrodou. Tou bývá buďto Wilsonova svorka, nebo (při ablacích) elektroda na stehně
- *A1*, *A2*, *A1-A2** (ms) - Pravděpodobně jde o parametry, používané k měření časových intervalů šíření signálů. Nicméně toto se nepodařilo s jistotou ověřit
- *SCI** (ms) = „Shortest Complex Interval“
- *ICL** (-) = „Interval Confidence Level“
- *ACI** (ms) = „Average Complex Interval“
 - Parametry *SCI*, *ICL* a *ACI* se týkají hodnocení síňového signálu
- *Force* (gr) - Nově zavedená funkce v CARTO 3 systému. Měření přítlačné síly katétru k srdeční stěně. Využití především při provádění ablací

- *Paso* (ms) - Parametr modulu pro automatické vyhodnocování komorových komplexů

2.3 Projekční algoritmus pro kombinované zobrazení

CARTO 3 systém obsahuje modul CARTOMERGE, který využívá ke spojení přímé napozicování obou struktur na sebe. Popis této metody je v příloze v sekci 6.3.5 (strana 68). Problémem této metody je v první řadě odstranění informace o pohybu orgánu a v druhé řadě také vzájemný posuv obou struktur vůči sobě. Toto je způsobeno jak rozdílnými objemy jednotlivých částí obou struktur při spojování, tak také pohyby pacienta a dýcháním při obou vyšetřeních. [6]

Mnou navržený algoritmus využívá místo pozicování obou struktur projekci struktury CARTO přímo na strukturu endokardu, získanou snímáním pomocí MRI.

Aby byly co nejvíce zredukovány chyby, způsobené posuvem struktur vůči sobě, vybírá lékař ručně na modelu CARTO referenční body, podle kterých se určí vzájemná výchozí poloha CARTO vůči modelu MRI. Body, které lékař vybírá, jsou:

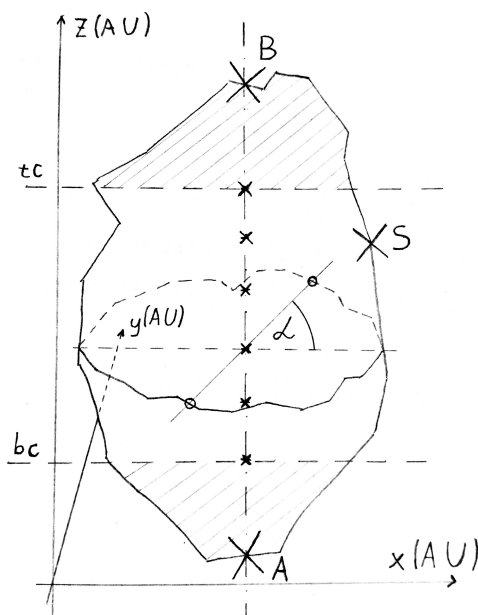
1. Apex
2. Báze
3. Septum

Pozicí Apex je myšlen srdeční hrot. Pozicí Báze je myšlen střed báze tak, aby spojnice bodů Apex - Báze procházela co nejpřesněji středem CARTO modelu. Následně je potřeba ještě určit správnou polohu z hlediska rotace modelu okolo osy Apex - Báze (dále „*Fixní osa*“). Z toho důvodu vybírá lékař také bod Septum. Ten značí střed interventrikulárního septa. Při výběru není důležité, zda je vybrán bod blíže apexu nebo bázi. Důležité je stanovení pozice správně mezi junkce pravé a levé komory.

Lékař následně stanoví, jak velká část směrem od apexu, resp. od báze, bude vynechána z výpočtu. Důvodem tohoto kroku je problematické snímání dat v těchto oblastech. V oblasti apexu je při zákroku klinicky nemožné dostat se přímo do jeho oblasti. Proto nasnímaná data v této oblasti EAM odpovídají chybě, která se pohybuje v jednotkách centimetrů. Proto jsou elektroanatomická data z této oblasti získaná prakticky nerelevantní pro tuto studii. Podobný problém bývá u bazální části, a to z důvodu komplikací snímání sedlovité struktury v blízkosti mitrální chlopně.

Na obrázku 2.2 je náčrt CARTO modelu, znázorňující princip projekce. Zobrazeny jsou zde tři referenční body: B - Báze, A - Apex a S - Septum. Vyšrafované části za osami, označenými jako tc („*top crop*“ = horní ořez) a bc („*bottom crop*“ = dolní ořez), budou z výpočtu vynechány (pozn.: v náčrtu jde o osy, nicméně v reálném výpočtu o roviny). Spojnice bodů B a A je tzv. „*fixní osou*“ modelu, jak již bylo zmíněno výše.

Prostor mezi tc a bc rovinami odpovídá rozmezí středních vrstev komory, ve kterém je snímání EAM nejpřesnější. Toto rozmezí bude využito k projekci hodnot z EAM na strukturu z MRI. Prostor na ose v tomto rozmezí je rozdělen ekvidistantně na stejný počet bodů, kolik je k dispozici vrstev z MRI modelu (které budou v rámci výpočtu uvažovány). Každý z těchto bodů definuje rovinu, která je rovnoběžná s rovinami tc a bc. V těchto rovinách budou hodnoty z EAM přeneseny na příslušné vrstvy z MRI. V náčrtu na obrázku 2.2 je vyznačena rovina, odpovídající třetí vrstvě zespodu. V této rovině je následně vedena přímka, procházející průsečíkem fixní osy modelu a příslušné roviny. Hodnoty z EAM v průsečících této přímky s povrchem modelu jsou uloženy (průsečíky jsou v náčrtu vyznačeny kruhovými značkami). K určení hodnoty parametrů z EAM je využita lineární interpolace v průsečíku. Tato operace je prováděna opakovaně pod různými úhly α a ve všech nadefinovaných rovinách. Výsledkem je soubor dat, který je následně převáděn přímo na pohybující se model MRI. Tento algoritmus, který odpovídá funkci `getMergeColors()` (viz příložené soubory s kódem na CD), je obecně popsán diagramem 6.1 (strana 98 v přílohách).



Obrázek 2.2: Nákres principu akvizice barev z CARTO pomocí `getMergeColors()` algoritmu

Stejným principem jsou po této operaci získávány souřadnice konkrétních bodů z modelu MRI, kterým jsou získaná data z CARTO přiřazována. Data z MRI v krátké ose (SA) mají strukturu již připravených příčných řezů srdcem. V každém tomto řezu ze souboru, který byl pro kalkulaci vybrán, je určeno jeho těžiště vrstvy. Toto těžiště plní stejnou funkci, jako průsečík fixní osy a patřičné roviny v CARTO modelu (obrázek 2.2). Pod stejnými úhly jsou zde vedeny přímky, jako to bylo učiněno u CARTO, a průsečíky těchto přímek s konturou endokardu patřičného řezu jsou uloženy. Toto je provedeno ve všech řezech a také ve všech fázích srdce, napříč celým srdečním cyklem. V každé fázi jsou průsečíkům přiřazené stejné barvy, které byly získány v předchozím kroku práce s CARTO. Tento algoritmus, odpovídající funkci `getMergeStructure()` (viz příložené CD), je obecně popsán diagramem 6.2 (strana 99 v přílohách).

2.3.1 Výpočet na základě flexibilní osy

Jak již bylo uvedeno, tak spojnice bodů Apex a Báze, které jsou vybírány ručně lékařem, je „fixní osou“ modelu CARTO. Z popisu výše je patrná jistá nerovnováha při získávání dat z CARTO a jejich přenosu na MRI. V modelu CARTO jsou body získávány s respektem

k této fixní ose. Nicméně přiřazovány jsou struktury MRI na základě těžišť konkrétních vrstev. Proto byla přidána možnost akvizice dat na základě tzv. „flexibilní osy“. Ta je v CARTO získána tak, že v jednotlivých vrstvách, jak jsou na obrázku 2.2 naznačeny, jsou spočteny těžiště polynomů, tvořených průnikem patřičné roviny a modelu v této úrovni. Flexibilní osa je poté definována jako spojnice těchto bodů a jednotlivé přímky už nejsou vedeny průsečíkem rovin a fixní osy, ale průsečíkem rovin a stanovené flexibilní osy. Po implementaci tohoto řešení bylo zjištěno značné zpřesnění metody.

2.4 MRI data a jejich zpracování

Pro účely zpracování zadání mi byla poskytnuta anonymizovaná data z CMR ve standardním formátu DICOM. Z hlediska anatomické pozice se sekvence daly rozdělit do následujících skupin:

1. Sekvence v krátké ose (*Short-axis*)
2. Sekvence v dlouhé ose (*Long-axis*)
 - (a) Dvoukomorové zobrazení (*2CH*)
 - (b) Tříkomorové zobrazení (*3CH*)
 - (c) Čtyřkomorové zobrazení (*4CH*)
3. Sekvence v sagitálních rovinách
4. Sekvence v transverzálních rovinách
5. Sekvence ve frontálních rovinách

Sekvence v krátké ose (SA) zobrazují příčné řezy levou komorou srdeční. Na snímcích je tak vidět i pravá komora a junkce mezi oběma strukturami. Sekvence v dlouhé ose (LA) naopak zobrazují řezy levou komorou podélně. Podle konkrétního napozicování řezu

je na snímku zobrazen určitý počet dalších srdečních kompartmentů. V případě dvoukomorového zobrazení je zobrazena levá komora a levá síň spolu s mitrální chlopní. Rovina řezu je vedena středem levé komory srdeční, protíná srdeční hrot a střed mitrální chlopně. Při tříkomorové sekvenci je zobrazena navíc i první část aorty s aortální chlopní. Patříčná rovina řezu prochází opět apexem a je kolmá k rovině, definované aortální chlopní. Zobrazení čtyřkomorové zobrazuje levou i pravou síň i komoru srdeční. Rovina řezu je vedena opět středem levé komory. Dále prochází komorou pravou a vynechává výstupní aortální trakt z levé komory.

Následně byly mezi daty dostupné i jednotlivé statické snímky v sagitálních, transverzálních i frontálních rovinách. Tyto snímky byly vedeny napříč celým hrudníkem a určovaly tak polohu srdce i dalších orgánů. Z hlediska této práce byly však tyto sekvence irelevantní.

Následně sekvence v SA i LA byly dostupné navíc v těchto variantách:

1. Statické (*Static*)
2. Filmové (*Cine*)
3. Mřížkované (*Grid*)

U statických šlo pouze o statické snímky, získané v jednom určitém čase s respektem k EKG křivce. Filmové (nebo-li „*Cine*“) obsahovaly sérii snímků napříč celým jedním srdečním cyklem. Jednotlivé snímky byly nasnímány postupně vzhledem k referenčnímu bodu R (hrotu QRS komplexu) na EKG křivce. Následně je možné je spustit za sebou jako film a studovat tak fyzickou funkci orgánu. Poslední snímky obsahovaly speciální přidaný mřížkový gradient a jsou určeny zejména k vyhodnocování tzv. „strain“, nebo-li fyzické kontrakce myokardu v jeho jednotlivých segmentech. Tato sekvence vzniká přidaným magnetickým impulzem v čase průběhu QRS komplexu. Při následném fyzickém stahu srdce je tato mřížka deformována a výpočetní softwary, jako např. MEDVISO Segment [7],

umožňují výpočet strain charakteristik pomocí metody MT (Myocardial tagging). [10] [11]

2.4.1 Načtení DICOM snímků do MATLABu

Výčet 2.1 obsahuje funkci, kterou je možné DICOM snímky načíst do MATLABu. Nicméně veškeré zpracování MRI dat probíhalo v softwaru MEDVISO Segment [7] z důvodu jeho rozsáhlých možností strain analýzy. Proto tato funkce nakonec nebyla použita.

Výčet 2.1: plotDicomMRI.m

```

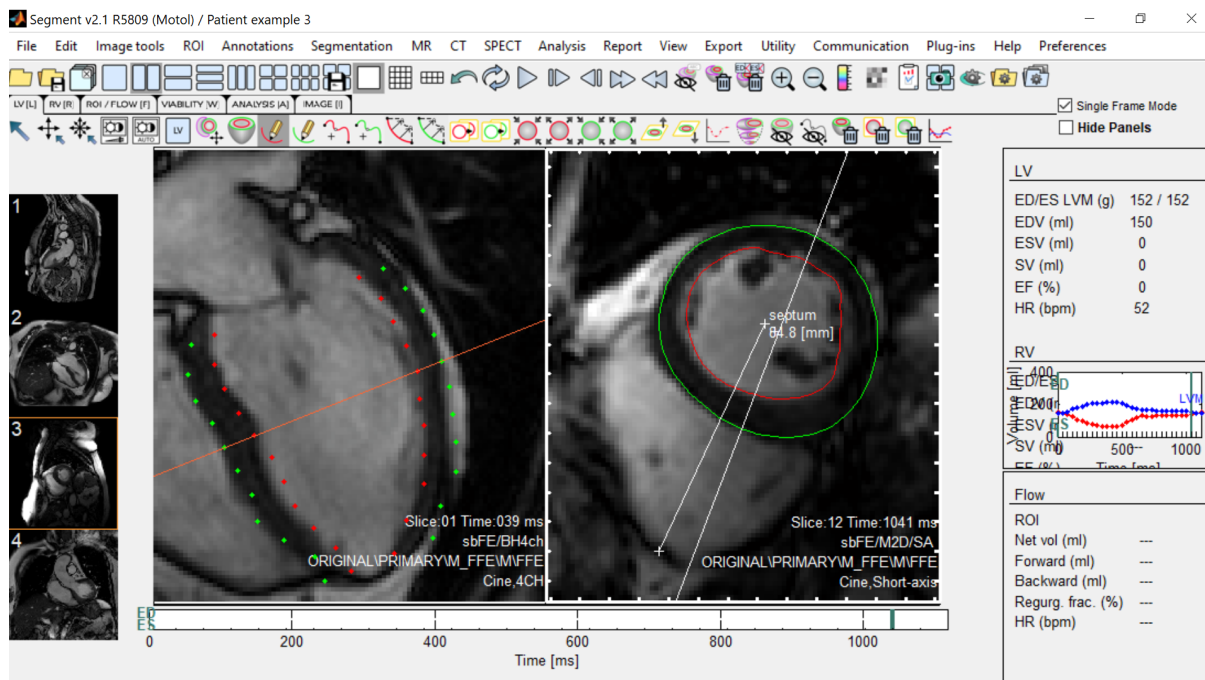
1 function [] = plotDicomMRI(filename)
2
3 Y = dicomread(filename); % filename ... name of the file with %
   the dicom image data
4 imshow(Y,[]); % plot the image data
5
6 end

```

2.4.2 Zpracování MRI dat pomocí MEDVISO Segment

Obrazová data byla zpracována pomocí softwaru MEDVISO Segment [7]. Ukázka uživatelského rozhraní tohoto softwaru je na obrázku 2.3. Pomocí softwaru jsem v první řadě snímky roztřídil do jednotlivých sekvencí. Následně jsem sekvence, které byly relevantní pro účely této práce (SA, LA-2CH, LA-3CH, LA-4CH), načel do tohoto prostředí. Všechny sekvence byly kinematického typu (*Cine*), jednotlivé sekvence byly popsány v úvodu této kapitoly v sekci 2.4.

Pro účely zpracování této práce jsem v softwaru využil jeho funkce k segmentaci endokardu a epikardu (viz obrázek 2.3. Červené značení - endokard, zelené značení - epikard). Dále poté funkci zadání měření, kterou byla specifikována pozice středu inter-

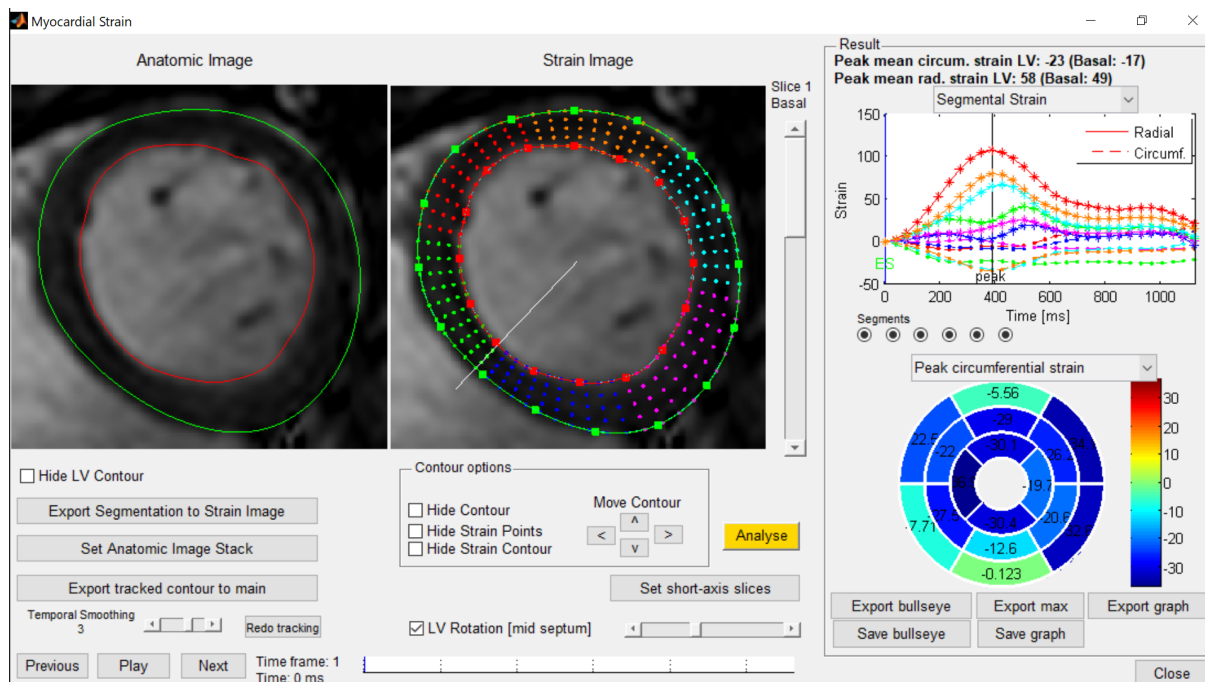


Obrázek 2.3: Pracovní prostředí softwaru MEDVISIO Segment [7]. Levý panel: Levá komora srdeční ve čtyřkomorovém zobrazení v dlouhé ose (*LA-4CH*). Pravý panel: Zobrazení v krátké ose (*SA*). Červené značení - endokard, zelené značení - epikard

ventrikulárního septa (bílá úsečka s popiskem „septum“ v obrázku 2.3). Následná práce v prostředí MATLAB probíhala s exportovanými anonymizovanými daty z tohoto softwaru. Konkrétně jsem poté pracoval s pozicí segmentací endokardu a upřesněnou pozicí septa. Segmentace epikardu byla vynechána z uvažování. Důvodem pro tento krok je zaměření EAM CARTO, se kterými byla MRI data srovnána, výhradně na endokard.

2.4.3 Strain analýza v MEDVISIO Segment

V sekci 2.1 (strana 26) byly vysvětleny dvě základní metody pro strain analýzu: TT (*Tissue tracking*) a MT (*Myocardial tagging*). Software MEDVISIO Segment obsahuje moduly pro výpočet obou dvou možností. Na obrázku 2.4 je ukázka výsledků výpočtu metody TT v softwaru MEDVISIO Segment. Graf v pravé horní části ukazuje průběh radiálního a cirkumferenčního stahu jednotlivých segmentů (originálně referovaný jako „*strain*“).



Obrázek 2.4: Výsledek výpočtu strain analýzy pomocí metody TT v MEDVISO Segment [7]. Zobrazená jsou MRI obrazová data v krátké ose - levá komora. Graf v pravé horní části ukazuje průběh radiálního a cirkumferenčního stahu (*strainu*) jednotlivých segmentů. Diagram pod ním je zobrazení maximálních dosažených hodnot stahu v jednotlivých segmentech pomocí „bullseye plot“ [12]

Diagram pod ním je zobrazení maximálních dosažených hodnot stahu v jednotlivých segmentech pomocí „bullseye plot“. [12]

Výsledky strain analýzy v MEDVISO Segment jsou dostupné v příloze v sekci 6.7 (strana 90).

2.5 CARTO data a jejich zpracování

Současná verze systému CARTO 3 (Biosense Webster, Inc.) umožňuje export dat, získaných z vyšetření, do struktury mnoha datových souborů s příponami `.txt`, `.xml`, `.mesh`. Navíc je součástí exportu i sestava ukázkových obrazových dat, získaných sejmutím obrazovky přímo ze systému. Tato data jsou uložena do množiny souborů s příponami `.jpg` pro

obrázky a .avi pro krátké filmy, ve kterých je zachycena celá nasnímaná struktura a je postupně natáčena pro utvoření konkrétní představy.

Strukturu exportovaných souborů se po intenzivním hledání nepodařilo nikde dohledat popsanou. Dokonce ani v oficiálním návodu k systému [5], ani v žádném jiném dokumentu od výrobce. Výrobce Biosense Webster, Inc. byl spolupracujícím týmem na projektu několikrát kontaktován s prosbou o asistenci při analýze exportovaných dat. Žádná odpověď však nebyla obdržena. Studium bylo dále ztíženo složitostí jak akvizice nových dat, tak i úprav dat stávajících. Testování hypotéz ohledně významu různých parametrů v souborové struktuře probíhalo proto často za velmi omezených podmínek a v konečném důsledku bylo většinou prováděné metodami pokus - omyl.

Z těchto důvodů se mi nepodařilo sestavit podrobný popis všech exportovaných souborů. V práci jsem se omezil pouze na ta data, která měla klíčový charakter pro zpracování zadané úlohy.

2.5.1 Obecný přehled exportu

Exportované soubory jsou uloženy do adresáře se dvěma dalšími vnořenými adresáři. Hlavní adresář obsahuje skupinu obrazových snímků typu .jpg a krátkých videí .avi, sejmutých přímo z obrazovky originálního softwaru CARTO 3. V podadresáři `Export_[Název studie]_[Datum a čas]` jsou obsaženy všechny datové soubory. Jak už bylo zmíněno výše, typy souborů jsou .txt, .xml a .mesh. Dále v druhém podadresáři `VisiTagExport` je obsažena skupina běžných textových souborů .txt s dalšími údaji, týkajícími se např. nastavení v rámci daného vyšetření.

Jednotlivé typy souborů budou blíže popsány v následujících částech.

2.5.2 .txt soubory

Textové soubory jsou v rámci adresářové struktury dvojího typu:

1. Definice proměnných
2. Data ve formě tabulky, obvykle s hlavičkovou částí

V druhém vnořeném adresáři `VisiTagExport` se nachází textové soubory obou typů. V prvním pouze typ druhý. Co se týká adresáře `VisiTagExport`, tak předpokladem je, že slouží k uložení různých proměnných, týkajících se nastavení softwaru v souvislosti s konkrétním vyšetřením. Navíc jsou zde některé soubory, které odpovídají struktuře druhého typu a jsou připravené k uložení sestavy dat. Nicméně ve všech anonymizovaných datech, která mi byla poskytnuta, byly soubory buď prázdné, nebo pouze s hodnotami, které patrně odpovídají výchozím hodnotám. Příklad souboru prvního typu, tedy souboru, určeného k definici sestavy proměnných, je zřejmě nejzajímavější soubor `VisiTagSettings.txt` - ukázka ve výčtu 2.2. Nicméně, jak je z výčtu patrné, tak datová koncentrace v tomto souboru je velmi nízká:

Výčet 2.2: `VisiTagSettings.txt`

1	<code>PresetId=</code>	1
2	<code>PresetName=</code>	<code>Preset</code>
3	<code>useRespirationCompensation=</code>	0
4	<code>isLocationStabilityFilterEnabled=</code>	0
5	<code>isAvaialble=</code>	1
6	<code>locationStabilityThreshold=</code>	-1.000
7	<code>minimalAblationTimeThreshold=</code>	-1
8	<code>isImpedanceDropFilterEnabled=</code>	0
9	<code>impedanceDropThreshold=</code>	-1
10	<code>isContactForceFilterEnabled=</code>	0
11	<code>contactForcePercentThreshold=</code>	-1

12	contactForceValueForPercentThreshold=	-1
13	isFPTIThresholdIndicationEnabled=	0
14	FPTIMinThreshold=	-1.000
15	FPTIMaxThreshold=	-1.000
16	FPTIFormulaGUID=	00000000-0000-0000-0000-000000000000
17	isTemperatureFilterEnabled=	0
18	temperatureThreshold=	-1

Celý adresář `VisiTagExport`, obsahující pouze zmíněné textové soubory, byl po pečlivém prozkoumání ohodnocen jako nerelevantní pro účely zpracování úlohy.

Zajímavější informace jsou obsaženy v textových souborech v prvním podadresáři - `Export_[Název studie]_[Datum a čas]`. Všechny textové soubory jsou typu druhého a nesou některá stěžejní data. Pro každý akvizovaný bod během vyšetření je zde dostupná sestava šesti souborů, popisujících jeho základní vlastnosti a některé další informace, závislé na čase. Pět ze souborů jsou typu `.txt`, poslední potom typu `.xml`. Mezi textovými soubory je soubor, nesoucí EKG data, související s daným bodem. Dále dva soubory, popisující pozici elektrod a dva pro popis pozice senzoru katétru, tedy v podstatě pozici samotného bodu. Je předpokladem, že soubory s přívlástkem `OnAnnotation` popisují pozici elektrod a senzoru v okamžiku zahájení akvizice. Nicméně toto nebylo exaktně potvrzeno. Druhé dva soubory bez tohoto přívlátku obsahují data o pozici bodu napříč srdečním cyklem. Teoreticky je tedy možné z těchto dat získat pozici bodů v konkrétní srdeční fázi. Ukázka počátku souboru `1-1-LV_BiV_P1_NAVISTAR_CONNECTOR_Sensor_Positions.txt`, který obsahuje informace o pozici bodu P1 napříč srdečním cyklem v rámci první sekvence vyšetření při biventrikulární stimulaci komor kardiostimulátorem a byl akvizován pomocí katétru NAVI STAR (Biosense Webster, Inc.), je uvedena v následujícím výčtu:

Výčet 2.3: SensorPositions.txt

1	Sensor_Positions_2.0				
2	Sensor#	Time	X	Y	Z
3	1	1	5.3585	-109.063	120.952

4	1	17	5.21461	-108.943	120.782
5	1	34	5.06368	-108.837	120.623
6		...			

Soubor má v původní podobě 153 řádků a jde o tabulku se sloupci, nesoucí informace v tomto pořadí: Číslo senzoru, čas v milisekundách, pozice v kartézských souřadnicích. Předpokladem je, že jsou informace o pozici katétru zaznamenávány v jednotkách milimetry. Nicméně toto nebylo během studie potvrzeno. Proto budu v celé práci uvádět jednotky *AU* („*Arbitrary Unit*“).

Nakonec se zde nachází poslední třída textových souborů (obvykle 2 - 3, podle počtu nasnímaných sekvencí) - `[Číslo sekvence]_[Značení sekvence]_car.txt`. Význam tohoto souboru se však nepodařilo objasnit.

2.5.3 .xml soubory

.xml soubory jsou obsaženy v prvním vnořeném adresáři a struktura je psána ve standardním jazyce XML. Soubor s obecnými informacemi je přiřazen ke každému jednotlivému akvizovanému bodu, jak byly popsány v sekci 2.5.2. Navíc je zde obvykle několik souborů, určujících obecné informace ohledně celých sekvencí. Velmi podrobné informace o vyšetření jako celku jsou obsaženy v souboru `[Název studie] [Datum a čas].xml`. Ukázka jeho části je obsažena v následujícím výčtu:

Výčet 2.4: CRTSTUDY.xml

```

1 <Study name=CRTSTUDY>
2   <Units Distance=mm Angle=radian />
3   <Enviroment>
4     <Camera Center=16.2956 -65.7524
5       137.87 Scale=0.612812 AspectRatio=1.0364>
6     <ModelViewMatrix>-0.184706  -0.136312  0.568208  0
7       0.0330979  0.592517  0.152902  0  -0.583385  0.0767717

```

```

        -0.171227 0 16.2956 -65.7524 137.87 0.612812 </
        ModelViewMatrix>
6      <ProjectionMatrix>0.0192976 0 0 0 0 0.02 0 0 0 0
        -0.004 0 -0 -0 -0 1 </ProjectionMatrix>
7      </Camera>
8      </Enviroment>
9      <ExternalObjs HeartIcon=HeartIcon.obj Grid=Grid.obj
        PairedLandmark=PairedLandmark.obj UnpairedLandmark=
        UnpairedLandmark.obj ZoomWheel=ZoomWheel.obj PatientIcon=
        PatientIcon.obj TextureBar=ColorBar.bmp />
10     <Maps Count=6>
11     <ColoringTable Count=12>
12     <Coloring Id=0 Name=Unipolar TextureInvert=0
        Propagation=0 Units=mV />
13     <Coloring Id=1 Name=Bipolar TextureInvert=0
        Propagation=0 Units=mV />
14     <Coloring Id=2 Name=LAT TextureInvert=0 Propagation=
        1 Units=ms />
15     <Coloring Id=3 Name=Impedance TextureInvert=0
        Propagation=0 Units=ohm />
16     <Coloring Id=4 Name=A1 TextureInvert=0 Propagation=
        0 Units=ms />
17     <Coloring Id=5 Name=A2 TextureInvert=0 Propagation=
        0 Units=ms />
18     <Coloring Id=6 Name=A2-A1 TextureInvert=0 Propagation
        =0 Units=ms />
19     <Coloring Id=7 Name=SCI TextureInvert=0 Propagation=
        0 Units=ms />

```

```

20     <Coloring Id=8 Name=ICL TextureInvert=1 Propagation=
        0 Units=
        />
21     <Coloring Id=9 Name=ACI TextureInvert=0 Propagation=
        0 Units=ms />
22     <Coloring Id=10 Name=Force TextureInvert=0 Propagation
        =0 Units=gr />
23     <Coloring Id=11 Name=Paso TextureInvert=1 Propagation
        =0 Units=
        />
24 </ColoringTable>
25 <SurfaceErrorTable BadErrorColor=1 0 0 1 MedErrorColor=1 1 0
        1 GoodErrorColor=0 1 0 1 BadErrorThreshold=10
        MedErrorThreshold=5 GoodErrorThreshold=0 />
26 <PasoTable ShowPMMatchingAnyIS=true ISName=ISNameInit />
27 <CFAEColoringTable IgnoreBelowColor=0.392 0.392 0.392
        1.0 IclMediumColor=0.015 0.831 0.847 1.0 IclHighColor=0.831
        0.21 0
        1.0 IgnoreBelowThreshold=2147483647 IclMediumThreshold=
        2147483647 IclHighThreshold=2147483647 />
28 <TagsTable Count=27>
29     <Tag ID=200 Short_Name=LIPV OS Full_Name=LIPV
        OS Color=0.0235294 0.839216 0.819608 1 Radius=2 />
30     <Tag ID=8 Short_Name=FS Full_Name=Fragmented
        Signal Color=1 0.776471 1 1 Radius=2 />
31     <Tag ID=4 Short_Name=None Full_Name=None Color=1 1 1
        1 Radius=2 />
32     <Tag ID=10 Short_Name=SCR Full_Name=Scar Color=0.419608
        0.388235 0.388235 1 Radius=2 />
33     <Tag ID=6 Short_Name=PS Full_Name=Pacing
        Site Color=0.776471 0.776471 0 1 Radius=2 />
34     <Tag ID=5 Short_Name=HIS Full_Name=His Color=0.937255
        0.709804 0.129412 1 Radius=2 />
35     <Tag ID=9 Short_Name=ABL Full_Name=Ablation Color=
        0.517647 0 0
        1 Radius=2 />

```

Jednotlivé parametry, uvedené v souboru, se nepodařilo zcela objasnit. Nicméně je předpokladem, že kromě definice celé řady parametrů určuje i informace, týkající se konkrétních bodů. A to včetně bodů anotačních, přidaných na strukturu lékařem při vyšetření, nebo bezprostředně po něm. Tato informace nebyla nalezena v žádném jiném souboru v exportované struktuře. Soubor má v originální podobě 2738 řádků.

2.5.4 .mesh soubory

Všechny .mesh soubory mají v zásadě stejný tvar a obsahují podrobné datové informace o struktuře, která je fyzicky zobrazena v prostředí systému CARTO 3. Každý soubor odpovídá jednomu konkrétnímu srdečnímu kompartmentu při jednom typu snímání. Obsahem tedy již nejsou původně získané body, ale body po provedení interpolace a výpočtu povrchu endokardu, který CARTO 3 provádí a jejichž ukázka je v hlavním adresáři mezi obrazovými daty. Soubory obsahují veškeré potřebné informace o struktuře, povrchu i gradientu EAM v rámci jednotlivých naměřených parametrů. Z tohoto důvodu jsem se rozhodl, že jsou optimálním řešením pro vstup do návrhu kombinovaného zobrazení s MRI daty, které je cílem této práce.

Struktura tohoto souboru se dá rozdělit do pěti částí:

1. Část hlavičková, která obsahuje informace zejména o rozsahu modelu, počtu a značení transparentních ploch (typicky využité pro chlopně) a měřených parametrech na povrchu endokardu, znázorňovaných zpravidla barevnými mapami
2. Část *Vertices*, která obsahuje souřadnice všech vrcholů, které tvoří interpolovaný povrch modelu
3. Část *Triangles*, obsahující informaci, které trojice z výše uvedených vrcholů tvoří trojúhelníkovou plochu, která je částí povrchu modelu

4. Část `VertColors`, obsahující záznam o hodnotách různých parametrů, vztahujících se k jednotlivým získaným bodům. Tyto hodnoty jsou přiřazeny ke každému jednotlivému vrcholu v části „*Vertices*“
5. Část `VerticesAttributesSection`, která obsahuje informace o dalších parametrech, vztahujících se k jednotlivým vrcholům v části `Vertices`

2.6 Carto-MRI Merger[®] (Výsledný software)

Software Carto-MRI Merger[®], který jsem vytvořil, umožňuje načtení obrazových dat, vyexportovaných ze systému CARTO 3 (Biosense Webster, Inc.) (dále jen CARTO data) a načtení segmentací, provedených v rámci konkrétního protokolu CMR v softwaru MEDVISO Segment (dále jen MRI data). Následně je umožněn výpočet projekce, pomocí které jsou CARTO EAM levé komory srdeční promítnuty na segmentovaná data endokardu v CMR, získaná ze softwaru MEDVISO Segment. Samotné projekci předchází řada nastavení ze strany uživatele. Výsledek je možné exportovat do souborů celé řady datových typů. V diagramu 2.1 je uveden vývojový diagram, popisující práci se softwarem z pohledu uživatele. Jak je z něj patrné, postup lze rozdělit do tří po sobě jdoucích kroků:

1. Načtení a příprava CARTO dat
2. Načtení a příprava MRI dat (z MEDVISO Segment)
3. Samotný výpočet projekce

V této sekci budou tyto kroky následně blíže popsány. Uživatelský manuál, vysvětlující práci se softwarem krok po kroku včetně jeho zprovoznění a prvního spuštění, je dostupný v přílohách na straně 70.

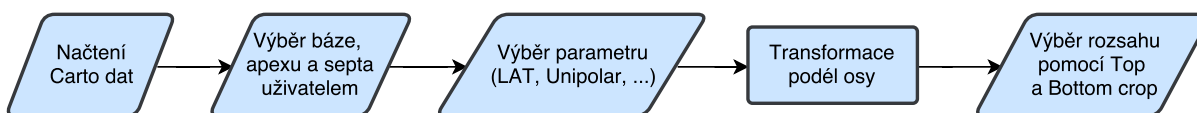
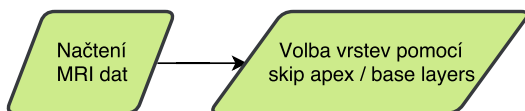
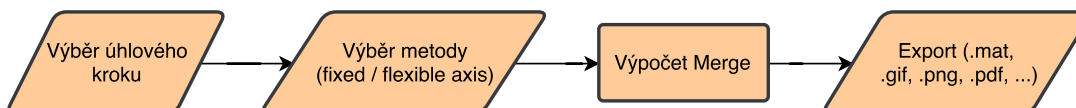
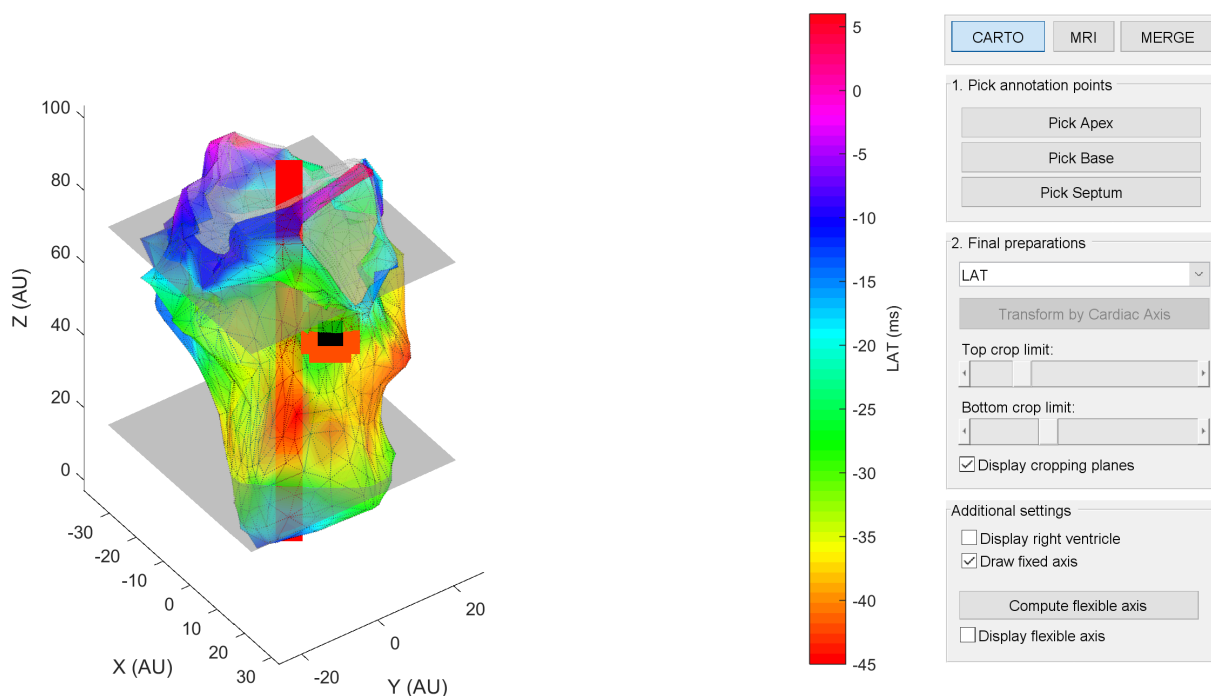
1. CARTO**2. MRI****3. MERGE**

Diagram 2.1: Popis práce se softwarem z pohledu uživatele

2.6.1 CARTO

I když z principu algoritmu lze teoreticky provést výpočet projekcí i z pravé komory (nebo z jakéhokoliv jiného kompartmentu), tak byl software navržen pro výpočet projekcí EAM levé komory srdeční na MRI data. Načtení pravé komory je proto umožněno pouze pro orientaci uživatele při zadávání referenčních bodů na model. Proto je také pravá komora načítána bez EAM.

Pravou i levou komoru je možné načíst pomocí Load položky v menu. K načtení je určen soubor s příponou `.mesh`, obsahující data, týkající se načítaného srdečního kompartmentu. V záložce CARTO vpravo nahoře je poté dostupný modul pro práci s načtenými daty (viz obrázek 2.5). Referenční body Apex, Báze a Septum je umožněno vybrat přímo na modelu myší. Dále je umožněno zvolit, jaký parametr má být zobrazen a s jakým bude tedy následně počítáno (typicky LAT, Unipolar, Bipolar). Pomocí posuvníků `Top crop limit` a `Bottom crop limit` je nastavována pozice ořezových rovin, které jsou v obrázku vyznačeny šedě. Dále je na obrázku značka, vyznačující pozici bodu Septum a červeně fixní osa modelu, jak byla popsána v sekci 2.3 (strana 30).

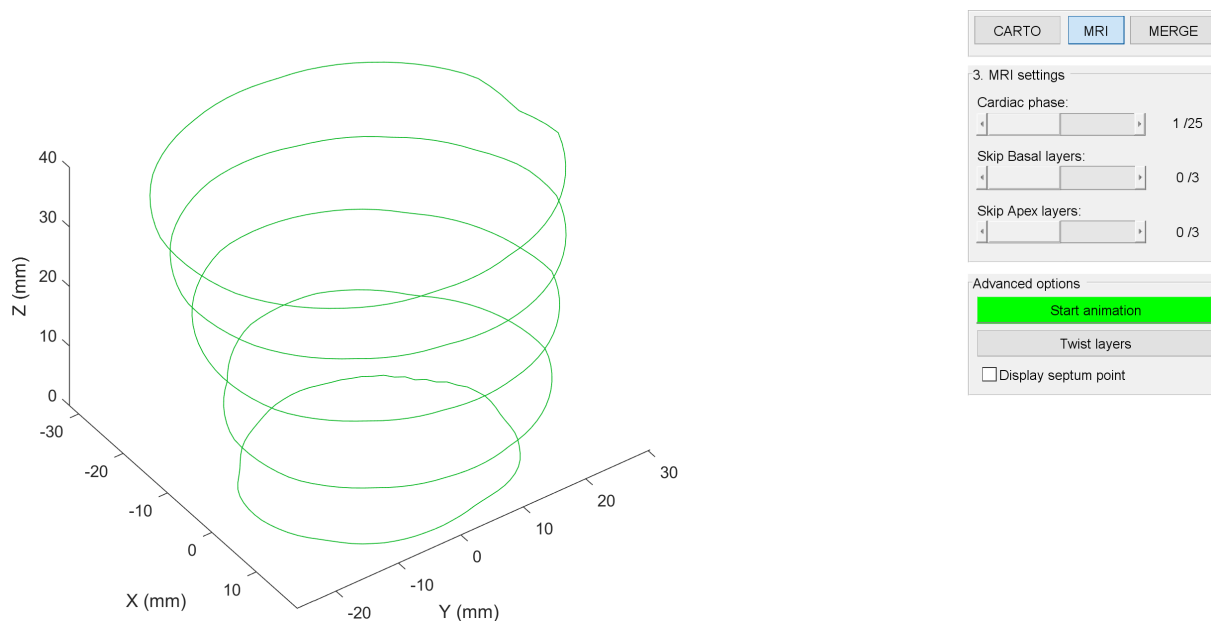


Obrázek 2.5: Uživatelské prostředí softwaru Carto-MRI Merger[®] - záložka CARTO

Po zadání referenčních bodů je vždy nutné provést transformaci modelu stisknutím tlačítka **Transform by Cardiac Axis**. Zjednodušeně řečeno jde o napozicování modelu do stejné pozice, v jaké jsou data MRI. Tomuto tématu se podrobněji věnuje technická dokumentace v příloze (strana 81).

2.6.2 MRI

Jako zástupce CMR dat pacienta slouží soubor s příponou **.mat** (MATLAB soubor), vyexportovaný ze softwaru MEDVISO Segment. Před exportem tohoto souboru z MEDVISO Segment je nutné načíst data z vyšetření CMR pacienta a provést kompletní segmentaci endokardu (epikard není pro potřeby projekce vyžadován). Následně je potřeba určit pozici interventrikulárního septa. Carto-MRI Merger[®] je nakonfigurován tak, že jeho pozici získává z měření, které je založeno uživatelem v MEDVISO Segment a popsáno popiskem „*septum*“. První bod měření umístěte do středu levé komory v zobrazení v krátké ose (SA). Druhý poté tak, aby vytvořená úsečka procházela septum v jeho středu. Vzorový příklad



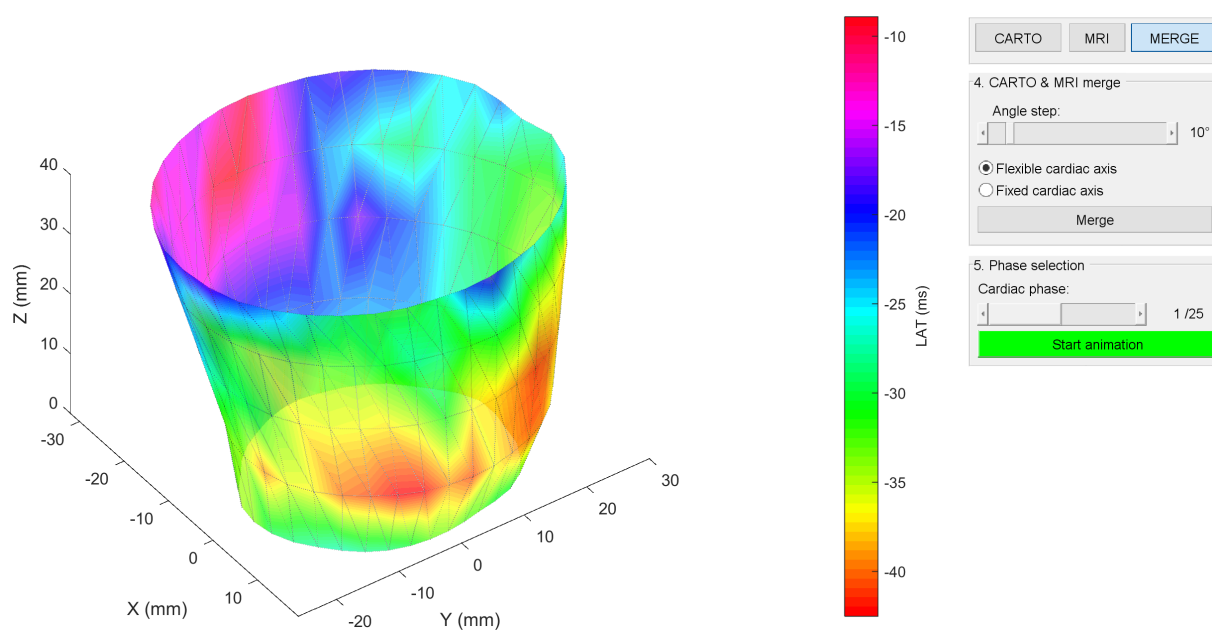
Obrázek 2.6: Uživatelské prostředí softwaru Carto-MRI Merger[®] - záložka MRI

hotových dat i s vyznačením pozice septa je uveden na obrázku 2.3 (strana 36). Pro více informací, jak dané operace provést, si přečtěte uživatelský manuál k softwaru MEDVISO Segment, který je volně dostupný na webových stránkách společnosti - medviso.com.

Po načtení dat je v modulu MRI dostupná možnost odebírat vrstvy směrem od Apexu i Báze. Dále je možné sekvenci snímků spustit jako animaci (viz obrázek 2.6).

2.6.3 MERGE

Ve třetí záložce MERGE je po správné přípravě všech dat dostupná možnost provést projekci CARTO EAM na načtená a nasegmentovaná MRI data. K dispozici je volba úhlového kroku, který definuje výsledné příčné rozlišení a byl blíže popsán v sekci 2.3 (strana 30). Dále jestli bude výpočet proveden s respektem k fixní, nebo flexibilní ose CARTO. Po vygenerování modelu je možnost spustit animaci v čase. Ukázka tohoto modulu je na obrázku 2.7.



Obrázek 2.7: Uživatelské prostředí softwaru Carto-MRI Merger[®] - záložka MERGE

3 Výsledky

Pro účely zpracování úlohy mi byla poskytnuta anonymizovaná data čtyř pacientů. Jeden „zdravý“ pacient (t.j. s disfunkcí, která by ovšem neměla ovlivňovat fyzickou kontrakci srdce ani průběh elektrických signálů) a tři pacienti s nejmenovanými dyssynchronickými onemocněními. Pro každého pacienta byly dostupné snímky z CMR ve formátu DICOM a EAM, získané pomocí systému CARTO 3 (Biosense Webster, Inc.).

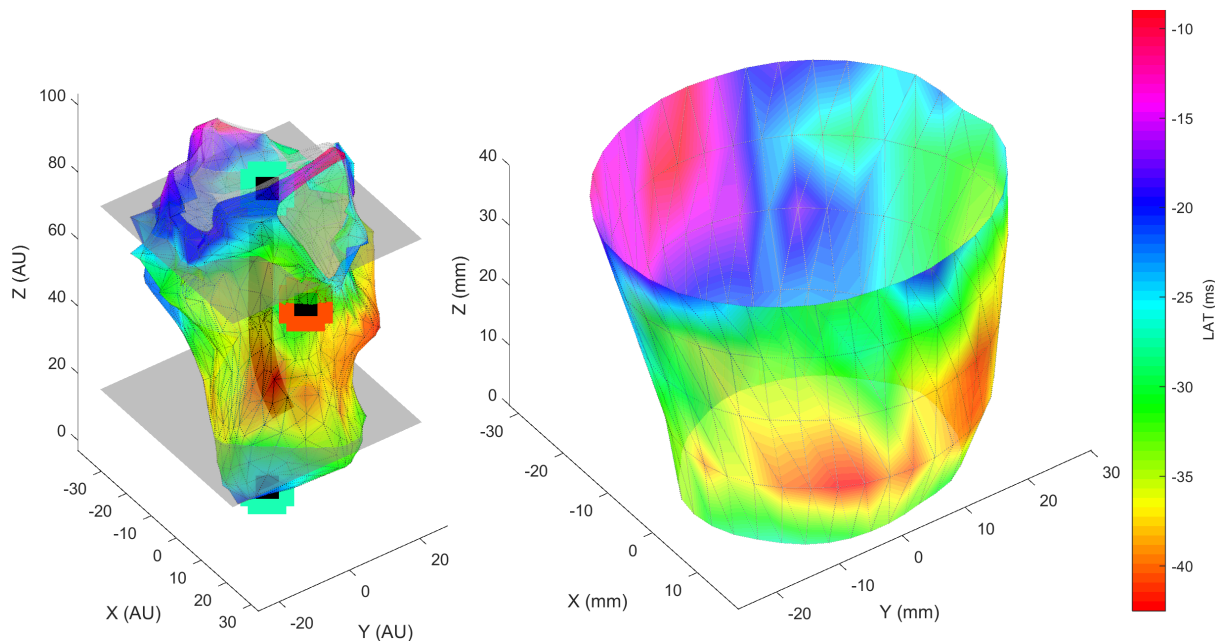
Pro zpracování MRI dat byl využit software MEDVISO Segment. Výsledné kombinované zobrazení bylo realizováno pomocí software Carto-MRI Merger[®], který je hlavním výsledkem této práce.

Anotace v obrázcích popisují následující: Oranžová značka - Septum, tyrkysové značky - Apex a Báze, černá linie - flexibilní osa, šedé roviny - horní a dolní ořez. Barevná škála, která je po straně zobrazena pro každý obrázek, se vztahuje ke kombinovanému zobrazení. Její rozsah se může od CARTO mírně lišit z důvodu ořezu některých hodnot před výpočtem kombinovaného zobrazení. Nicméně na zobrazení barev modelů a tudíž ani na interpretaci takto demonstrováných výsledků tato odchylka nemá žádný znatelný vliv.

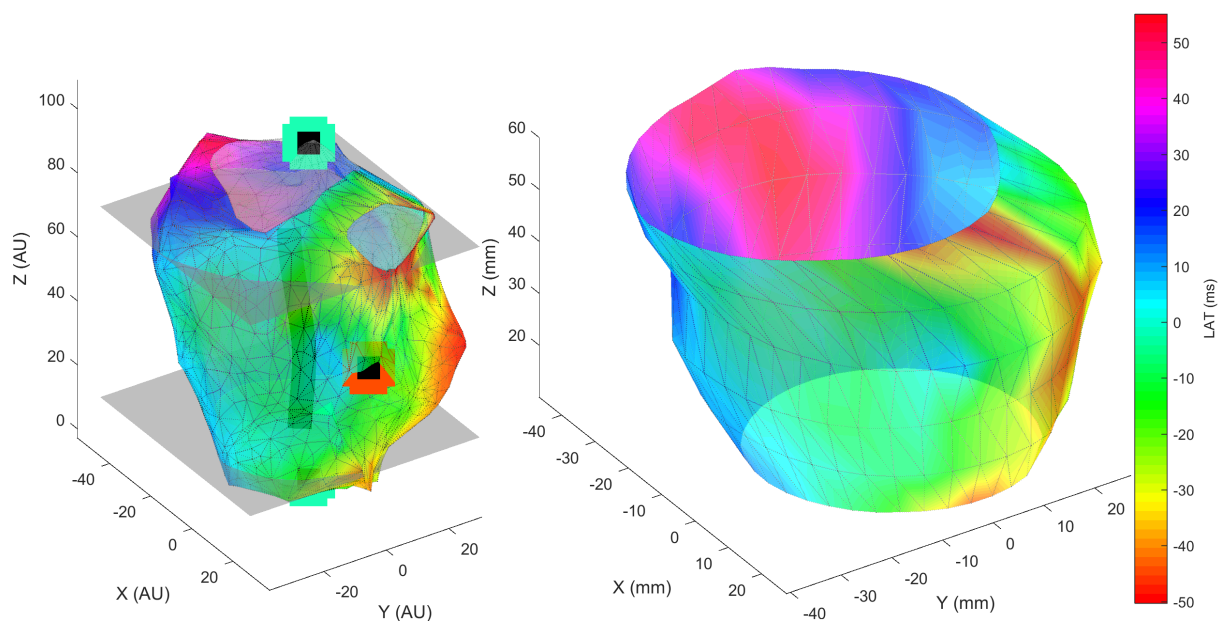
Škály barev se také značně liší u každého pacienta. Toto je způsobeno volbou různých referenčních bodů v EKG křivkách v systému CARTO lékaři před exportem dat. Pozice referenčních bodů pro každého z pacientů je neznámá a škála má proto pouze relativní vypovídající hodnotu. Nicméně jelikož se pohybujeme vždy jen v rámci QRS komplexu v patřičném WOI (= *Window of interest*), tak zobrazený barevný gradient má u všech pacientů stejný význam: Místa s barvami v dolní škále (červeno-oranžové) jsou aktivována jako první. Místa s barvami v horní škále (růžovo-fialové) jsou aktivována jako poslední v rámci QRS komplexu.

V případě zdravého pacienta byl ověřen předpokládaný fyziologický průběh elektrické aktivace myokardu v čase - tedy směrem od interventrikulárního septa k laterální stěně levé komory (viz obrázek 3.1). Souvislost s mechanickou kontrakcí byla také ověřena.

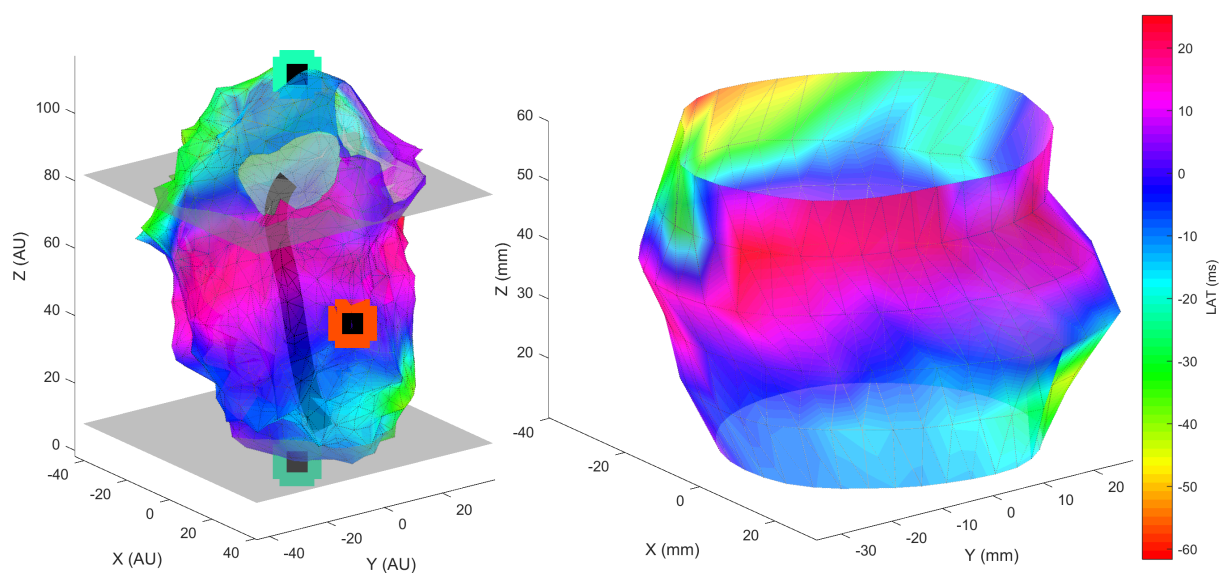
Stah je iniciován v místě septa (červeno-oranžová místa v přední části modelu). V čase jako poslední se kontrahuje horní část opoziční stěny myokardu. Na obrázku 3.1 v místě růžového ložiska. Toto může být ověřeno na základě animovaného GIF souboru ve složce `Images\results\patient_4_healthy\` na přiloženém CD, který navíc ukazuje i fyzickou kontrakci v čase, nebo s pomocí strain analýz ze softwaru MEDVISIO Segment, které jsou dostupné v příloze od strany 90.



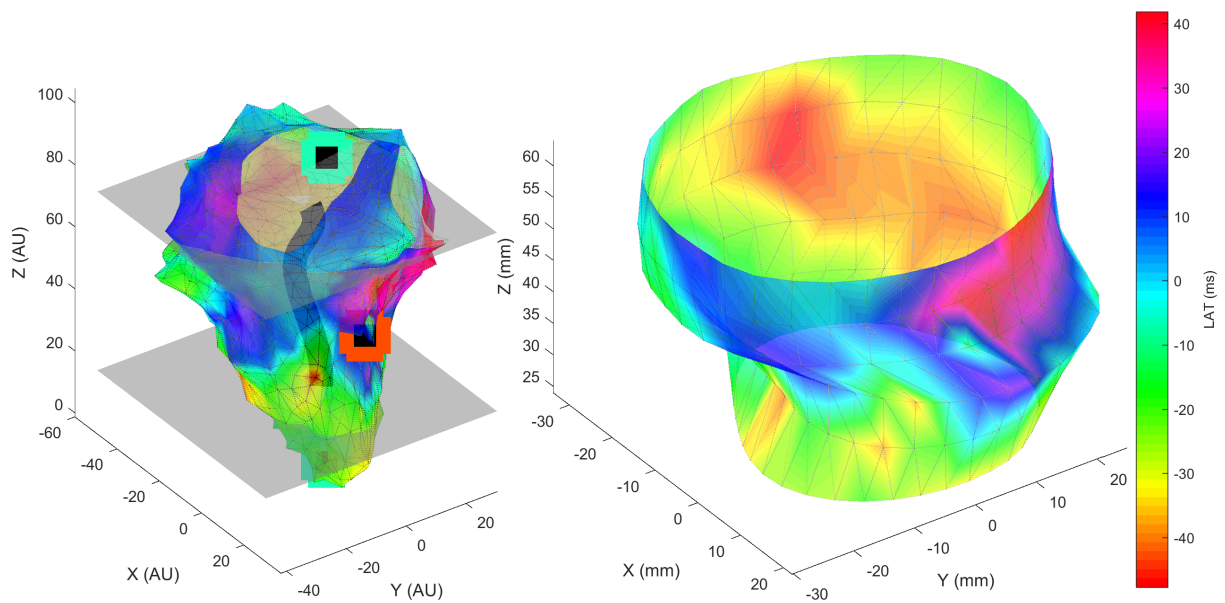
Obrázek 3.1: (Vlevo) CARTO model „zdravého pacienta“ s anotacemi. (Vpravo) Kombinované zobrazení MRI a CARTO dat, výpočet podle flexibilní osy CARTO. Zdroj obrázku: Carto-MRI Merger[®], zdroj dat: Kardiologická klinika fakultní nemocnice Motol



Obrázek 3.2: (Vlevo) CARTO model **nemocného pacienta č. 1** s anotacemi. (Vpravo) Kombinované zobrazení MRI a CARTO dat, výpočet podle flexibilní osy CARTO. Zdroj obrázku: Carto-MRI Merger[®], zdroj dat: Kardiologická klinika fakultní nemocnice Motol



Obrázek 3.3: (Vlevo) CARTO model **nemocného pacienta č. 2** s anotacemi. (Vpravo) Kombinované zobrazení MRI a CARTO dat, výpočet podle flexibilní osy CARTO. Zdroj obrázku: Carto-MRI Merger[®], zdroj dat: Kardiologická klinika fakultní nemocnice Motol



Obrázek 3.4: (Vlevo) CARTO model **nemocného pacienta č. 3** s anotacemi. (Vpravo) Kombinované zobrazení MRI a CARTO dat, výpočet podle flexibilní osy CARTO. Zdroj obrázku: Carto-MRI Merger[®], zdroj dat: Kardiologická klinika fakultní nemocnice Motol

4 Diskuze

V rámci práce byla navržena metoda kombinovaného zobrazení CARTO EAM a CMR. Na rozdíl od současného řešení v rámci modulu CARTOMERGE [5][13] (viz sekce 6.3.5 - strana 68 pro bližší popis a ilustrace) není cílem metody nafitovat co nejlépe dvě statické struktury, ale provést „projekci“ CARTO EAM na všechny dostupné fáze modelu z MRI. Metoda tedy částečně řeší současný problém mapování „virtuálního modelu“ CARTO na „reálný model“ MRI. [6]

Srovnání výsledků algoritmu ukázalo, že chyba, které se algoritmus dopouští, je značně nižší než rámec tolerance chyb pro nasnímaná EAM data z CARTO [14]. Z tohoto důvodu se zdá metoda jako vhodná pro další vývoj a klinické testování.

V rámci předběžného vyhodnocování výsledků se podařilo detekovat pozitivní korelaci mezi zpožděním elektrické aktivace a intenzitou odpovídajících segmentů myokardu. Vyčíst to lze z grafu 6.1 (strana 92), kde je patrné, že nejvyššího cirkumferenčního a radiálního strainu dosahují segmenty 5 a 6 (zelené křivky, dle standardní konvence číslování, uvedené v obrázku 6.15, strana 91). Tyto segmenty odpovídají bazální oblasti opoziční stěny interventrikulárního septa. Z obrázku 3.1 (strana 51) je patrné, že tato oblast je aktivována jako poslední. Z příložené GIF animace na CD v adresáři `Images\results\patient_4_healthy\` může být dále okometricky ověřeno, že se tato oblast skutečně stahuje jako poslední a se značnou intenzitou.

Jak je patrné z obrázku 3.2, nemocný pacient č. 1 se nejvíce blíží stavu pacienta zdravého. Zbývají dva pacienti mají velmi odlišný průběh elektrické aktivace i mechanické kontrakce. Toto může být ověřeno opět jak v GIF animacích příslušných pacientů ve složce `Images\results\`, tak v příloze strainovými křivkami pro jednotlivé segmenty (strana 90).

Hlavní problémy metody jsou v zásadě dva. V první řadě jde o manuální zadání referenčních bodů lékařem. Toto je na struktuře CARTO často problematické z důvodu její

nízké anatomické přesnosti. Proto bude další vývoj aplikace cílit na zdokonalení importu CARTO tak, aby se načítaly i anotační body, vytvořené přímo v systému CARTO 3 během výkonu. Toto by mělo zadání bodů značně usnadnit. Do té doby je výsledná přesnost na správném zadání referenčních bodů značně závislá.

Druhý problém souvisí s problematikou mapování jedné fáze CARTO na časovou sekvenci MRI. Během kontrakce provádí srdce také torzní pohyb. Tento typ pohybu je zohledněn v datech MRI, ale již ne v datech CARTO (která zůstávají statická v průběhu celého cyklu). Výsledné zobrazení je tedy zatíženo chybou o rozměru příčného posuvu EAM v závislosti na úrovni torzního pohybu orgánu. Další vývoj aplikace by měl toto řešit měřením a následnou kompenzací torzního pohybu z historické trajektorie jednotlivých akvizovaných bodů CARTO. Tyto informace jsou v exportované struktuře obsaženy a byly již rozklíčovány a připraveny pro další postup práce (viz sekce 2.5.2, strana 39).

Plány pro další vývoj zahrnují zejména zdokonalený import dat CARTO, umožňující jak snadnější zadávání referenčních bodů lékařem, tak limitaci chyb, způsobených torzním pohybem orgánu. Dále časování a sjednocení referenčních bodů v EKG v rámci parametru LAT a následně návrh přídatného modulu, jehož funkcí bude kvantitativní porovnávání mechanického strain z MRI dat s CARTO EAM.

5 Závěr

V rámci práce byla vytvořena aplikace ve výpočetním prostředí MATLAB, která je určena pro sestavení kombinovaného zobrazení CARTO EAM a CMR. Metoda spojení obou struktur je podmíněna manuálním zadáním referenčních bodů lékařem. Na základě zpětné vazby, kterou jsem obdržel od konzultantky práce doc. MUDr. Lucie Riedlbauchové, Ph.D. (působnost v Kardiologické klinice 2. lékařské fakulty Univerzity Karlovy a Fakultní nemocnice Motol) je prostředí aplikace uživatelsky přívětivé a intuitivní.

Výhody navrženého řešení oproti současně dostupnému řešení v rámci modulu CARTOMERGE [5][13] (viz sekce 6.3.5 - strana 68 pro bližší popis a ilustrace) jsou:

1. Zachování pohybu orgánu
2. Zachování fází orgánu s anatomickou přesností MRI
3. Snížení rizika vzájemného posuvu obou struktur pomocí:
 - Zadání pevných referenčních bodů lékařem
 - Vynechání diskutabilního spojení virtuální srdeční fáze systému CARTO s jednou konkrétní fází z MRI. Struktury na sebe nejsou mapovány, nýbrž CARTO EAM jsou „promítány“ přímo na strukturu MRI
4. Připravenost metody na následné kvantitativní porovnávání parametrů, získaných z obou struktur

Plány pro další vývoj zahrnují zejména zdokonalený import dat CARTO, umožňující jak snadnější zadávání referenčních bodů lékařem, tak limitaci chyb, způsobených torzním pohybem orgánu. Dále časování a sjednocení referenčních bodů v EKG v rámci parametru LAT a následně návrh přídatného modulu, jehož funkcí bude kvantitativní porovnávání mechanického strain z MRI dat s CARTO EAM.

Součástí výsledků práce je i popis struktury exportovaných souborů CARTO, popis sekvencí v rámci daného protokolu CMR a uživatelský manuál, který je dostupný v příloze (strana 70).

Použitá literatura

- [1] Stárek, Z.; Eisenberger, M.; Zaoral, L.; aj.: Radiofrekvenční katetrizační ablace supra-ventrikulárních arytmií, historie a současnost. *Interv Akut Kardiolog*, ročník 3, 2006: str. 122–130. Dostupné z: <https://www.solen.cz/pdfs/kar/2006/03/06.pdf>
- [2] Kass, D. A.: An Epidemic of Dyssynchrony. *Journal of the American College of Cardiology*, ročník 51, č. 1, 2008: s. 12–17, ISSN 0735-1097, doi:10.1016/j.jacc.2007.09.027, <http://www.onlinejacc.org/content/51/1/12.full.pdf>. Dostupné z: <http://www.onlinejacc.org/content/51/1/12>
- [3] Kirk, J. A.; Kass, D. A.: Electromechanical Dyssynchrony and Resynchronization of the Failing Heart. *Circulation*, ročník 113, č. 6, 2013, doi:10.1161/CIRCRESAHA.113.300270.
- [4] Pappone, C.; Rosanio, S.; Oreto, G.; aj.: Circumferential Radiofrequency Ablation of Pulmonary Vein Ostia. *Circulation*, ročník 102, č. 21, 2000: s. 2619–2628, ISSN 0009-7322, doi:10.1161/01.CIR.102.21.2619, <http://circ.ahajournals.org/content/102/21/2619.full.pdf>. Dostupné z: <http://circ.ahajournals.org/content/102/21/2619>
- [5] Biosense Webster (Izrael), L.: *CARTO 3 system - Návod k použití*. září 2010.
- [6] Skála, T.; Táborský, M.: Electromechanical mapping in electrophysiology and beyond. *Cor et Vasa*, ročník 57, 2015: str. e470–e482. Dostupné z: <http://dx.doi.org/10.1016/j.crvasa.2015.10.002>
- [7] AB, M.: *Segment - User Manual*. Březen 2018. Dostupné z: <http://medviso.com/documents/segment/manual.pdf>
- [8] Harrild, D. M.; Han, Y.; Geva, T.; aj.: Comparison of cardiac MRI tissue tracking and myocardial tagging for assessment of regional ventricular strain. *The International Journal of Cardiovascular Imaging*, ročník 28, č. 8, Dec 2012: s. 2009–2018, ISSN 1573-0743, doi:10.1007/s10554-012-0035-3. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s10554-012-0035-3>

- [9] Eisenberger, M.; Bulava, A.; Fiala, M.: *Základy srdeční elektrofyzologie a katérových ablací*. Grada, první vydání, 2012.
- [10] Pleva, M.; Ouředníček, P.: *MRI srdce - Praktické využití z pohledu kardiologa*. Grada, první vydání, 2012.
- [11] NEMA; aj.: The DICOM Standard. <http://dicom.nema.org/standard.html>, [Revidováno 31.12.2015], [Citováno 19.3.2018].
- [12] Bakos, Z.; Markstad, H.; Ostenfeld, E.; aj.: Combined preoperative information using a bullseye plot from speckle tracking echocardiography, cardiac CT scan, and MRI scan: targeted left ventricular lead implantation in patients receiving cardiac resynchronization therapy. *European Heart Journal - Cardiovascular Imaging*, ročník 15, č. 5, 2014: s. 523–531, doi:10.1093/ehjci/jet233, /oup/backfile/content_public/journal/ehjciimaging/15/5/10.1093_ehjci_jet233/2/jet233.pdf. Dostupné z: <http://dx.doi.org/10.1093/ehjci/jet233>
- [13] Caponi, D.; Corleto, A.; Scaglione, M.; aj.: Ablation of atrial fibrillation: does the addition of three-dimensional magnetic resonance imaging of the left atrium to electroanatomic mapping improve the clinical outcome? A randomized comparison of Carto-Merge vs. Carto-XP three-dimensional mapping ablation in patients with paroxysmal and persistent atrial fibrillation. *EP Europace*, ročník 12, č. 8, 2010: s. 1098–1104, doi:10.1093/europace/euq107, /oup/backfile/content_public/journal/europace/12/8/10.1093_europace_euq107/3/euq107.pdf. Dostupné z: <http://dx.doi.org/10.1093/europace/euq107>
- [14] Smeets, J. L. R. M.; Ben-Haim, S. A.; Rodriguez, L.-M.; aj.: New Method for Nonfluoroscopic Endocardial Mapping in Humans. *Circulation*, ročník 97, č. 24, 1998: s. 2426–2432, ISSN 0009-7322, doi:10.1161/01.CIR.97.24.2426, <http://circ.ahajournals.org/content/97/24/2426.full.pdf>. Dostupné z: <http://circ.ahajournals.org/content/97/24/2426>
- [15] Achilli, A.; Sassara, M.; Ficili, S.; aj.: Long-term effectiveness of cardiac resynchronization therapy in patients with refractory heart failure and “narrow” QRS.

- Journal of the American College of Cardiology*, ročník 42, č. 12, 2003: s. 2117–2124, ISSN 0735-1097, doi:10.1016/j.jacc.2003.08.024, <http://www.onlinejacc.org/content/42/12/2117.full.pdf>. Dostupné z: <http://www.onlinejacc.org/content/42/12/2117>
- [16] Bleeker, G. B.; Holman, E. R.; Steendijk, P.; aj.: Cardiac Resynchronization Therapy in Patients With a Narrow QRS Complex. *Journal of the American College of Cardiology*, ročník 48, č. 11, 2006: s. 2243 – 2250, ISSN 0735-1097, doi:<https://doi.org/10.1016/j.jacc.2006.07.067>. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0735109706024521>
- [17] Yu, C.-M.; Chan, Y.-S.; Zhang, Q.; aj.: Benefits of Cardiac Resynchronization Therapy for Heart Failure Patients With Narrow QRS Complexes and Coexisting Systolic Asynchrony by Echocardiography. *Journal of the American College of Cardiology*, ročník 48, č. 11, 2006: s. 2251–2257, ISSN 0735-1097, doi:10.1016/j.jacc.2006.07.054, <http://www.onlinejacc.org/content/48/11/2251.full.pdf>. Dostupné z: <http://www.onlinejacc.org/content/48/11/2251>
- [18] Beshai, J. F.; Grimm, R. A.; Nagueh, S. F.; aj.: Cardiac-Resynchronization Therapy in Heart Failure with Narrow QRS Complexes. *New England Journal of Medicine*, ročník 357, č. 24, 2007: s. 2461–247, doi:10.1056/NEJMoa0706695. Dostupné z: <http://www.nejm.org/doi/abs/10.1056/NEJMoa0706695>
- [19] Liu, X.; Wang, X. ; Gu, J. ; aj.: Electroanatomical systems to guided circumferential pulmonary veins ablation for atrial fibrillation: Initial experience from comparison between the Ensite/NavX and CARTO system. *Chinese medical journal*, ročník 118, č. 14, 2005: s. 1156–1160, cited By :21. Dostupné z: www.scopus.com
- [20] Khaykin, Y.; Oosthuizen, R.; Zarnett, L.; aj.: CARTO-guided vs. NavX-guided pulmonary vein antrum isolation and pulmonary vein antrum isolation performed without 3-D mapping: effect of the 3-D mapping system on procedure duration and fluoroscopy time. *Journal of Interventional Cardiac Electrophysiology*, ročník 30, č. 3,

Apr 2011: s. 233–240, ISSN 1572-8595, doi:10.1007/s10840-010-9538-9. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/s10840-010-9538-9>

- [21] Valdigem, B. P.; Pereira, F. B.; da Silva, N. J. C.; aj.: Ablation of Ventricular Tachycardia in Chronic Chagasic Cardiomyopathy With Giant Basal Aneurysm. *Circulation: Arrhythmia and Electrophysiology*, ročník 4, č. 1, 2011: s. 112–114, ISSN 1941-3149, doi:10.1161/CIRCEP.110.957571, <http://circep.ahajournals.org/content/4/1/112.full.pdf>. Dostupné z: <http://circep.ahajournals.org/content/4/1/112>
- [22] Cerqueira, M. D.; Weissman, N. J.; Dilsizian, V.; aj.: Standardized Myocardial Segmentation and Nomenclature for Tomographic Imaging of the Heart. *Circulation*, ročník 105, č. 4, 2002: s. 539–542, ISSN 0009-7322, doi:10.1161/hc0402.102975, <http://circ.ahajournals.org/content/105/4/539.full.pdf>. Dostupné z: <http://circ.ahajournals.org/content/105/4/539>

6 Přílohy

6.1 Vliv a indikace CRT jako alternativní léčby

Byla provedena řada studií potvrzujících zlepšení zdravotního stavu pacientů po aplikaci CRT při dyssynchronii v systolické fázi srdečního cyklu [2] [15] [16] [17]. Stále jsou ovšem řešeny otázky, týkající se nastavení správné hranice, vymezující případy, kdy je skutečně vhodné tuto metodu indikovat. Jisté problémy se, např., objevují při léčbě dyssynchronie v diastolické fázi srdce. Důvodem je fakt, že přivedením umělého elektrického impulzu do tkáně je primárně ovlivněna systola a až ve druhé fázi související diastola. Konkrétní nastavení kardiostimulátoru v takových případech je poté velmi obtížné a často bez tíženého efektu. [2]

Další komplikace se objevují při dyssynchroniích, způsobených specificky zpožděním elektrické aktivace. Bylo ukázáno, že pokud je zároveň zachován úzký QRS komplex, metoda CRT nedosahuje statisticky významného zlepšení stavu po dobu 6 měsíců (testováno na vzorku 172 pacientů se standardní indikací implantabilního kardioverzního defibrilátoru). [18] [2]

CRT metoda se ukázala jako vhodná pro léčbu dyssynchronií. Nicméně je třeba vždy důkladné analýzy příčiny dyssynchronie a následného správného nastavení kardiostimulátoru a umístění elektrod. Ty jsou většinou zasazovány do endokardu, protože aplikace na epikard vykazuje v některých případech místo efektu synchronizačního efekt dyssynchronizační. [3]

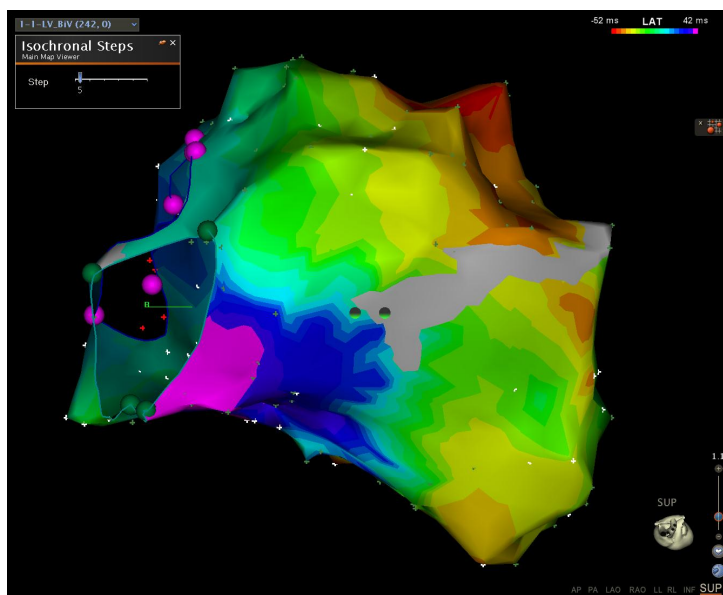
6.2 Přehled navigačních metod

6.2.1 CARTO

CARTO system byl vyvinut společností Biosense Webster, Inc., Diamond Bar, CA a patří mezi aktuálně dvě hlavní technologie, umožňující elektroanatomické mapování (EAM) za účelem provádění radiofrekvenčních ablací v srdci. Jeho nejnovější verze - CARTO 3 - využívá 6 elektrod pro určení přesné polohy katétru. Tři na hrudi pacienta a tři na zádech, umístěné do trojúhelníka. Elektrody emitují nízkofrekvenční elektromagnetická pole. Špice katétru poté obsahuje magneticky sensitivní prvek, který měří intenzitu a směr polí, ve kterých se nachází. Z těchto informací následně vypočte 3D polohu uvnitř srdce. Jelikož je hrudník z hlediska hmoty nehomogenní struktura, dochází k jistým nepřesnostem. Proto má nová verze CARTO 3 implementovanu také lokaci katétru na základě měření impedance. Tím jsou chyby potlačeny. Nyní je také podporováno zobrazování více katétrů najednou. Nicméně nevýhodou systému CARTO zůstává, že je nutnost využít originální katétrů od výrobce (např. NAVISTAR, Biosense Webster, Inc., Diamond Bar, CA, USA). Vytváření 3D modelu srdce funguje na principu akvizice lokace bodů povrchu endokardu během vyšetření. Čím více bodů je nasnímáno, tím je výsledný obraz přesnější. Ukázka CARTO EAM je na obrázku 6.1. [6]

6.2.2 EnSite Velocity

EnSite Velocity cardiac mapping system (St. Jude Medical, Inc., St. Paul, MN) je konkurenční technologií CARTO. Na rozdíl od CARTO využívá EnSite vysokofrekvenčního proudu, procházejícího mezi páry elektrod. Katétr následně měří napětí vůči referenční elektrodě a podle měnicího se gradientu tohoto napětí je následně určena poloha katétru ve 3D. Komplikací je zde nelineární impedance hrudníku. Toto je z části kompenzováno metodou „*field scaling*“, která přizpůsobuje akvizici bodů nelineárním průběhům impedance v tkáni. Za účelem odstranění artefaktů, způsobených pohybem srdce a dýcháním pacienta, je většinou přikládán přídatný katétr do oblasti koronárního sinu. Tato oblast



Obrázek 6.1: Rekonstrukce endokardu levé komory srdeční v systému CARTO. Barevná škála EAM značí parametr LAT (Local activation time)

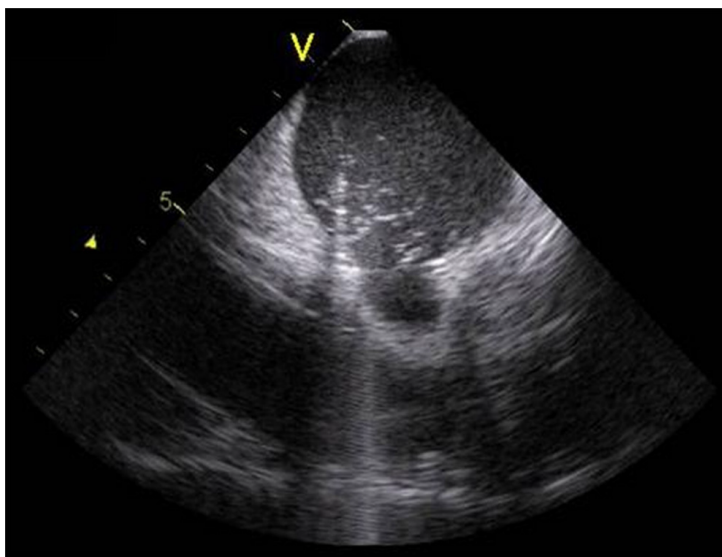
je poměrně stabilní a katétr tak může nahrazovat referenční elektrodu. Je však třeba dát pozor, protože pokud dojde k pohybu katétrem, dojde zároveň k nevratnému posuvu map. [6]

Hlavní výhodou EnSite Velocity systému oproti CARTO systému je jeho otevřená konfigurace, která umožňuje použití celé řady katétrů od různých výrobců. Nicméně studie ukázaly, že CARTO je schopen dosáhnout stejných klinických výsledků jako EnSite Velocity, ale za kratší čas a s menším radiačním zatížením pacienta probíhající skiascopií. [19] [20] [6]

6.3 Přehled základních CARTO modulů

6.3.1 Intrakardiální Echokardiografie

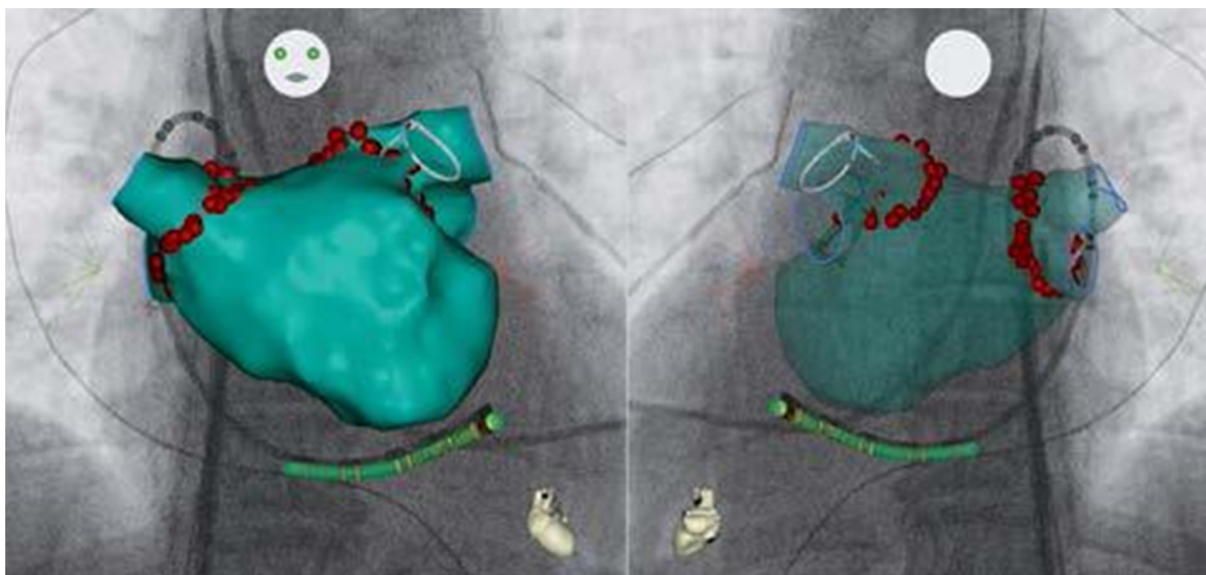
Intrakardiální echokardiografie (ICE) využívá diagnostický ultrazvuk, který je aplikován z hrotu katétru uvnitř srdce. Oproti všem ostatním používaným zobrazovacím metodám



Obrázek 6.2: Intrakardiální echokardiografie. Kontakt ablačního katétru se srdeční stěnou. Bublina z katetrizační ablace značí přehřívání tkáně v daném bodě. Ilustrace převzata z [6].

(CARTO / EnSite Velocity, CT, MRI, Skioskopie) má ICE nespornou výhodu v tom, že dokáže precizně zobrazit pozici katétru a jeho vztah k okolním strukturám v reálném čase. Navíc zajišťuje prevenci proti celé řadě rizik, která jsou s výkonem spojena. Např. dokáže detekovat mikrobubliny, vznikající při příliš dlouhé ablaci na jednom místě (viz obrázek 6.2). Tím je možné předejít přehřátí tkáně v daném místě i případné srdeční tamponádě. Dále je umožněno zobrazení i malých trombů a předcházení tromboembolickým komplikacím. Dále ICE poskytuje přesné informace o poloze katétru vzhledem k plicním žilám i blízkému ezofágu.

ICE je velmi významná metoda, umožňující provádění zákroku zcela bez pomoci metod skioskopie a CT. Radiační zátěž pacienta je tudíž nulová. I při využívání těchto metod současně s echokardiografií dokáže ICE zajistit podstatně efektivnější a bezpečnější průběh výkonu. Z tohoto důvodu je i přes svojí vyšší cenu v klinické praxi velmi ceněna. [6]

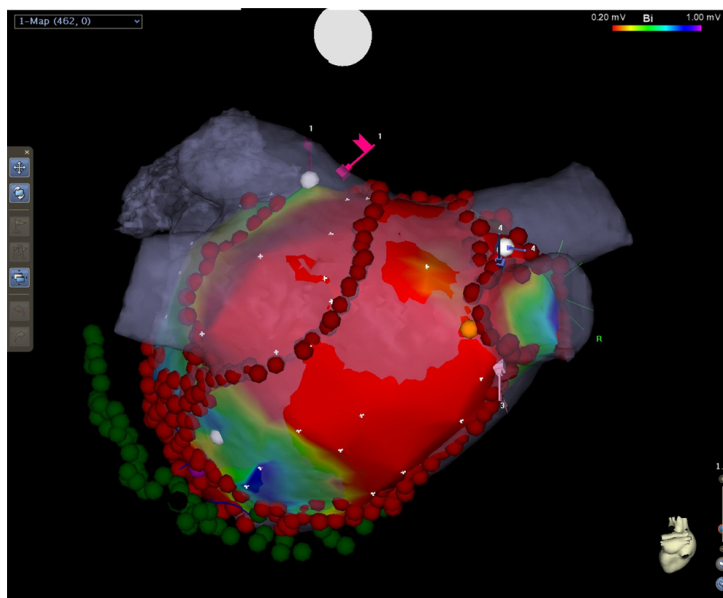


Obrázek 6.3: CARTO_{UNIVU}. Integrace elektroanatomického mapování (EAM) a skioskopie v reálném čase do jednoho pohledu (Biosense Webster). Zobrazené dvě projekce jsou dostupné současně na dvou monitorech. Ilustrace převzata z [6].

6.3.2 Modul CARTO-UNIVU

CARTO system obsahuje také možnost zobrazení generované EAM na pozadí skioskopie. Patříčným modulem softwaru je *CARTO_{UNIVU}* (viz obrázek 6.3). Během výkonu tedy již není nutné samostatné zobrazování skioskopie. Pro výkony, při kterých je elektrofyziolog značně závislý na zobrazování skioskopií, může tato metoda zajistit značný pokles času, nutného pro zobrazování skioskopií. Pro pacienta to tedy znamená snížení radiační dávky, kterou obdrží. Nicméně celá řada elektrofyziologů již nyní začíná preferovat metody vyšetření bez skioskopie (především s pomocí ICE). V takovém případě je metoda spíše neúčinná. [6]

EnSite Velocity system má k dispozici technologii, fungující na podobné bázi. Tou je *The MediGuide Technology system* (St Jude Medical). [6]



Obrázek 6.4: CARTO elektroanatomický mapovací (EAM) systém. Integrace 3D rekonstrukce z CT dat levé síně do její 3D elektroanatomické napěťové mapy. Katérová ablace persistentních síňových fibrilací. Červené body - ablační body. Zelené body - Ablační body v koronárním sinu. Oranžový bod - Ezofágus v blízkosti posteriorní stěny levé síně. Ilustrace i popis převzat z [6].

6.3.3 Kombinace CARTO - CT

Ve většině případů je před samotným výkonem provedeno zobrazování pomocí CT. Méně často poté pomocí MR. Z CT snímků je následně vygenerována 3D mapa s přesně alokovanými anatomickými strukturami, jako např. umístění vstupu plicních žil do síně nebo přesnou lokaci napojení pravé komory na levou. V případě CT obrazových snímků srdce obsahuje CARTO system modul *CARTOMERGE*, schopný navázat CT 3D model s výsledkem z anatomického mapování katétrem (viz obrázek 6.4). Následné ablace poté mohou být prováděny buďto na struktuře, kombinující obě data – anatomické mapování a CT 3D model – nebo pouze na anatomickém modelu z CT, který je přesně napozicován v prostoru. Toto umožňuje podstatné zlepšení v chápání anatomie konkrétního pacienta během výkonu. [6]

Hlavními nevýhodami tohoto postupu jsou jednak vyšší cena, která je způsobena pořízením snímku CT, a jednak také zvýšená radiační dávka pacienta. Kvůli anatomické přesnosti spojení CARTO - CT využívá celá řada lékařů na denní bázi. Nicméně

je vždy třeba mít na paměti fakt, že jde o statické zobrazení jinak pohybujícího se orgánu. Navíc díky tomu, že CARTO neodpovídá konkrétní srdeční fázi, tak může docházet k nepřesnostem při spojování obou struktur. Tyto nepřesnosti jsou způsobeny především rozdílnými objemy jednotlivých částí obou struktur, jejichž příčinami jsou kromě výše zmíněné nepřesnosti CARTO mapování také pohyby pacienta a dýchání při obou vyšetřeních. [6]

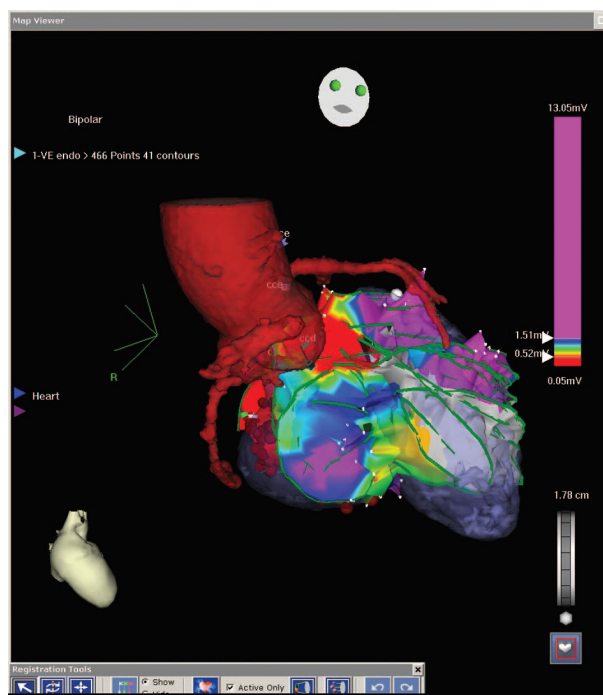
6.3.4 Modul CARTO-SOUND

Modul CARTOSOUND (Biosense Webster) umožňuje pomocí speciálního katétru SOUND-STAR 3D rekonstrukci obrazových dat z ICE (popsána blíže v sekci 6.3.1 na straně 64) přímo v průběhu výkonu ablací. Takto získaná data je možné pomocí modulu CARTO-MERGE (popsaném v sekci 6.3.3) namapovat na nasnímané EAM. Obvykle je tato operace kombinována ještě s jinými obrazovými daty, jako např. CT nebo MRI. Ukázka takto získaných obrazových dat je zobrazena v obrázku 6.5. [21]

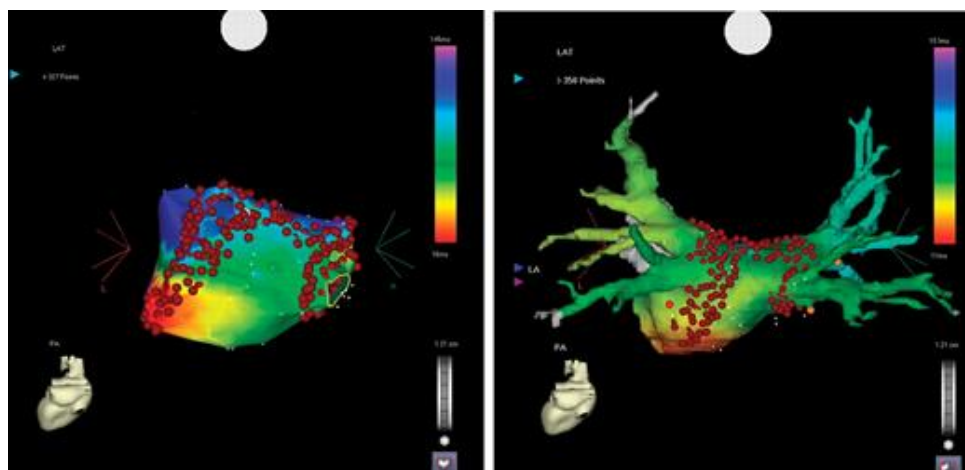
6.3.5 Kombinace CARTO - MRI

Modul CARTOMERGE, o kterém bylo již blíže referováno v sekci 6.3.3 začínající na straně 67 v souvislosti s CT zobrazováním, má možnost pracovat nejen s daty z CT, ale také s rekonstruovanými daty z MRI (viz obrázek 6.6). Pro tento účel se obvykle využívá MRI za využití kontrastních látek na bázi gadolinia, které umožňují dosažení precizního rozlišení na rozhraní endokard - intrakardiální prostor [6]. Výhodami MRI oproti CT jsou vyšší prostorové rozlišení a snížení radiační dávky pacienta. Nevýhodami poté vyšší cena a možné komplikace v případě alergických reakcí pacienta na použitou kontrastní látku. [13]

Výsledky studie ukázaly, že využití této metody oproti prostému CARTO-XP, tedy zobrazování pouze naturálních CARTO EAM, nedosahují významných zlepšení klinických výsledků výkonu. Nicméně redukuje čas operace a tím i radiační dávku pacienta. [13]



Obrázek 6.5: Kombinované zobrazení CARTO EAM, 3D CT rekonstrukce a snímků, získaných pomocí ICE (CARTOSOUND modul). Zobrazení srdce a aorty. Ilustrace převzata z [21].



Obrázek 6.6: (Levý panel) Pohled ve ventrálním směru na 3D EAM (CARTO-XP = naturální CARTO EAM zobrazení); (Pravý panel) Pohled ve ventrálním směru na 3D EAM, spojené s 3D MRI rekonstrukcí levé síně pomocí modulu CARTOMERGE. Červené body značí body ablace. Ilustrace i popis převzat z [13].

6.4 Uživatelský manuál

6.4.1 Licenční ujednání

Používáním softwaru Carto-MRI Merger[®] souhlasíte s licenčním ujednáním. Toto je dostupné v záložce About → License. Pokud s podmínkami nesouhlasíte, prosím, přestaňte software používat!

6.4.2 Minimální systémové požadavky

- Operační systém: **Windows 8 nebo vyšší**
- Architektura: **64-Bit**
- Procesor: **Jakýkoliv Intel nebo AMD x86-64 procesor**
- RAM: **2 GB**
- Grafická karta: Pro plynulý chod je doporučena grafická karta s **podporou OpenGL 3.3** a s **pamětí GPU 1 GB**
- Prostor na disku: **2 GB**

6.4.3 Spuštění v prostředí MATLAB

Pokud máte na počítači nainstalovaný MATLAB (MathWorks, Natick, MA) verze **R2016b** nebo vyšší, můžete software využívat přímo v tomto prostředí:

1. Načtete soubor `Carto-MRI_Merger_SW\carto_view.m` do prostředí MATLAB
2. Spusťte kód stiskem zelené šipky v záložce EDITOR nebo stiskem klávesy F5 po umístění kurzoru do Editoru
3. v dialogovém okně potvrďte možnost „Change Folder“, pokud se objeví

6.4.4 Spuštění bez MATLABu

Pokud nemáte na svém zařízení nainstalovaný MATLAB, je třeba aplikaci nainstalovat.

Umístění instalačního souboru:

```
Carto-MRI_Merger_SW\stand_alone_app\Carto-MRI Merger\for_redistribution\  
Carto_MRI_Merger_installer_mcr.exe
```

Po jeho spuštění postupujte dle návodu v sekci 6.5 (strana 77).

6.4.5 Obecný přehled

Software je určen k načtení CARTO dat, MRI dat ze softwaru MEDVISO Segment a k následnému výpočtu kombinovaného zobrazení obou datových struktur, resp. projekce EAM z CARTO dat na MRI data. K tomuto účelu je nutné zejména CARTO data připravit. Příprava zahrnuje zadání tří referenčních bodů - Apex, Báze a Septum - a následná transformace modelu do žádané polohy podle zadaných bodů (toto je provedeno stisknutím jednoho tlačítka). Následně je u obou struktur - CARTO i MRI - možno vybrat rozsah dat, jaký bude použit. u dat MRI odebráním jednotlivých vrstev a u CARTO stanovením limitů ořezu.

Výsledný výpočet lze spočítat vůči tzv. fixní nebo flexibilní ose (pro více informací viz sekce 2.3, strana 30. Zde je princip algoritmu podrobně rozepsán). Nastavit lze také velikost úhlu, který následně určuje příčné rozlišení modelu.

Diagram 2.1 (strana 46) přehledně popisuje sekvenci jednotlivých kroků v rámci obsluhy softwaru.

6.4.6 Načtení dat

Software umožňuje načíst tři typy dat:

1. CARTO - Levá komora (Load → Carto LV)
2. CARTO - Pravá komora (Load → Carto RV)
3. MEDVISO Segment - Obrazová data se segmentací endokardu (Load → MRI)

Ve složce `Carto-MRI_Merger_SW\DATA` jsou uložena data tří pacientů, určená k testování aplikace.

6.4.7 CARTO - Načtení

Po stisknutí `Load → Carto LV` vyhledejte v dialogovém okně exportovanou strukturu souborů z CARTO a vyberte požadovaný soubor s příponou `.mesh`. Tento soubor obsahuje veškerá potřebná data pro výpočet projekce. Analogicky postupujte při načítání komory pravé stiskem `Load → Carto RV`.

6.4.8 MRI - Načtení

Po stisknutí `Load → MRI` vyhledejte v dialogovém okně soubor s příponou `.mat`, který byl exportován ze softwaru MEDVISO Segment. Návod, jak v tomto softwaru připravit data pro práci v Carto-MRI Merger[®] nalezte v sekci 2.4.2, strana 35.

6.4.9 CARTO - Anotace

Pokud byla data načtena správně, měla by se v hlavním okně objevit po překliknutí záložky na CARTO vpravo nahoře obrazová struktura CARTO. Následně je zapotřebí určit referenční body na tomto modelu. Pro natočení modelu využijte ikonu s šipkou do kruhu vlevo nahoře. Ke změně zobrazení můžete také využít záložku `View`. Zde můžete zobrazit model v jedné ze základních šesti rovin, nebo ho překlopit změnou os na převrácené.

Následně pomocí tlačítek `Pick Apex`, `Pick Base` a `Pick Septum` zvolte jednotlivé referenční body. Body Apex a Báze by měly být zvoleny tak, aby jejich spojnice procházela co nejvíce středem modelu a od apexu až po střed báze. Bod Septum by měl být umístěn do středu interventrikulárního septa. K lepší orientaci lze skrýt nebo zobrazit pravou komoru pomocí checkboxu `Display right ventricle`. Pro kontrolu správného umístění bodů Apex a Báze lze využít checkbox `Draw fixed axis`. Ukázka GUI záložky `CARTO` ve fázi kompletního a správného nastavení `CARTO` je na obrázku 2.5 (strana 47).

6.4.10 `CARTO` - Transformace

Po umístění bodů Apex, Báze a Septum je potřeba provést transformaci modelu pomocí tlačítka `Transform by Cardiac Axis`. Toto uvede model do stejné prostorové pozice, jako je model MRI. Tedy Apex umístí do počátku a Bázi přímo nad něj. Dále je model natočen tak, aby cylindrická souřadnice Θ bodu septa byla rovna nule.

Při jakékoliv změně Apex, Báze nebo Septum bodů je nutné transformaci zopakovat před dalším postupem.

6.4.11 `CARTO` - Výběr oblasti zájmu

Jelikož je sběr EAM v oblasti apexu a v blízkosti chlopní (tedy báze) prostřednictvím systému `CARTO` problematické, je přidána možnost tyto oblasti odstranit a počítat pouze se středními vrstvami modelu. Pomocí posuvníků `Top crop limit` a `Bottom crop limit` umístíte šedé roviny tak, aby ostříhly oblasti, o jejichž výpočet nemáte zájem.

Tip: Umístíte horní ořezovou rovinu tak, aby zcela odstranila z výpočtu chlopně. Pokud by do výpočtu vstoupila i část chlopně, obsahovala by tato část ve výsledném zobrazení prázdná data.

6.4.12 CARTO - Výběr parametru

Nyní je ještě zapotřebí vybrat parametr, se kterým se bude počítat. K tomu slouží rozvírací seznam `Choose the parameter...`. Z načtených parametrů vyberte ten, který chcete při výpočtu uvažovat.

6.4.13 CARTO - Flexibilní osa

Pokud zaškrtnete checkbox `Draw fixed axis`, zobrazí se vám tzv. „fixní osa“. Nicméně tato osa se může v některých případech blížit jedné stěně srdce více, než druhé, nebo dokonce vycházet ven z modelu. Tyto situace mají poté za následek příslušné zkreslení, či dokonce znehodnocení výstupních dat. Z toho důvodu je přidána možnost provést výpočet na základě tzv. „flexibilní osy“. Tu můžete spočítat již nyní tlačítkem `Compute flexible axis`. Nicméně pokud se od té chvíle jakékoliv nastavení změní - a to včetně výběru vrstev MRI - bude stejně zapotřebí výpočet aktualizovat. Tato aktualizace je provedena při finálním výpočtu `Merge`. Výpočet flexibilní osy na záložce `CARTO` je tedy **volitelný** a k jeho výpočtu je nutné kompletní nastavení na záložce `CARTO` i `MRI`.

6.4.14 MRI - nastavení

Pokud načtení MRI dat proběhlo v pořádku, tak překliknutím na záložku `MRI` se v grafu zobrazí jednotlivé vrstvy MRI tak, jak byly nasegmentovány v softwaru `MEDVISIO Segment`. Zobrazeny jsou kontury endokardu. Pro přípravu těchto dat pro výpočet postačí ujistění, že všechny zobrazené vrstvy chcete do výpočtu zahrnout. Pokud chcete některé vrstvy směrem od Apexu nebo Báze vynechat, použijte k tomu posuvníky `Skip Basal layers` a `Skip Apex layers`. Po jejich použití se vrstvy, které budou z výpočtu vynechány, obarví na červenou barvu. Možnost nastavení fáze v čase pomocí `Cardiac phase` posuvníku a spuštění animace `Start Animation` slouží pouze pro kontrolu a přehled uživatele. Ukázka GUI záložky `MRI` je na obrázku 2.6 (strana 48).

6.4.15 MRI - Přeskládání vrstev

Pokud by se stalo, že z jakéhokoliv důvodu budou vrstvy přeskládané opačným směrem, t.j. apex bude nahoře a báze dole, k opravě slouží tlačítko **Twist layers**. Pamatujte, že MRI vrstvy musí být vždy ve stejné pozici, jako transformovaný model CARTO! (Tedy apex dole a báze nahoře)

6.4.16 MRI - bod Septum

V MEDVISO Segment softwaru bylo součástí přípravy dat také vyznačení pozice středu interventrikulárního septa. Z tohoto měření je důležitý pouze druhý bod - ten vzdálenější od středu. Podle toho je následně nastavena pozice MRI modelu v prostoru. Tento bod si můžete nechat zobrazit zaškrtnutím políčka **Display septum point**. Pokud tato možnost není dostupná, pravděpodobně nebylo septum v MEDVISO Segment vyznačeno správně.

Oba modely - CARTO i MRI - jsou sesynchronizovány právě podle jejich Septum bodů. U MRI zadaného uživatelem v softwaru MEDVISO Segment a u CARTO přímo v softwaru Carto-MRI Merger[®].

6.4.17 MERGE

Pokud jsou data MRI i CARTO připravena, tak ve třetí záložce **MERGE** je možné provést výpočet jejich kombinovaného zobrazení. V první řadě je zde možnost nastavit krokový úhel posuvníkem **Angle step**. Ten definuje příčné rozlišení modelu. Výchozí hodnota 10° je doporučené nastavení pro optimální výsledek.

Následně je možné zvolit variantu výpočtu. Doporučené nastavení je **Flexible cardiac axis**.

Tlačítkem `Merge` je následně proveden výpočet. Po jeho dokončení je možné stejně jako u MRI vybrat konkrétní fázi zájmu, nebo spustit všechny fáze jako animaci. Ukázka GUI záložky `MERGE` s již dokončeným výpočtem je na obrázku 2.7 (strana 49).

6.4.18 Export dat

Exportování výsledných dat je možné pomocí menu položky `Export`. Dostupné jsou následující typy dat:

- Matlab soubor (`.mat`)
- GIF animace
- Obrázek celého okna, nebo jen grafu (`.png`, `.jpg`, `.tif`, `.pdf`)

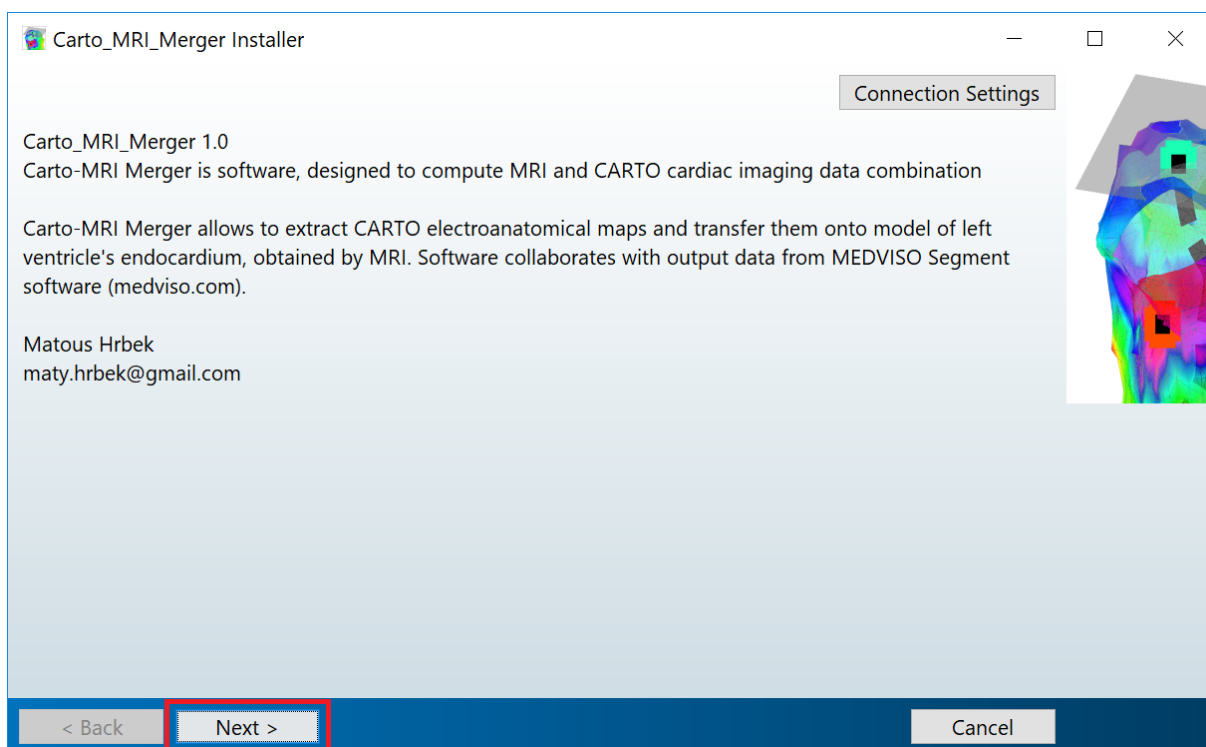
Matlab soubor obsahuje veškerá data a důležité proměnné, které byly do okamžiku exportu využity. Plný formát tohoto souboru obsahuje úplná obrazová data všech tří struktur - `CARTO`, `MRI` i `Merge`. Navíc obsahuje aktuální nastavení všech tří struktur a jejich anotace. Dále také informaci, jestli jsou nastavení ve shodě. To je uloženo do proměnných `compliance`. Pokud, např., po výpočtu `Merge` je změněno nastavení `MRI` nebo `CARTO`, je tato proměnná nastavena na hodnotu `false`. Podrobný popis struktury exportu a všech vystupujících proměnných je dostupný v technické dokumentaci na straně 85.

6.5 Návod k instalaci

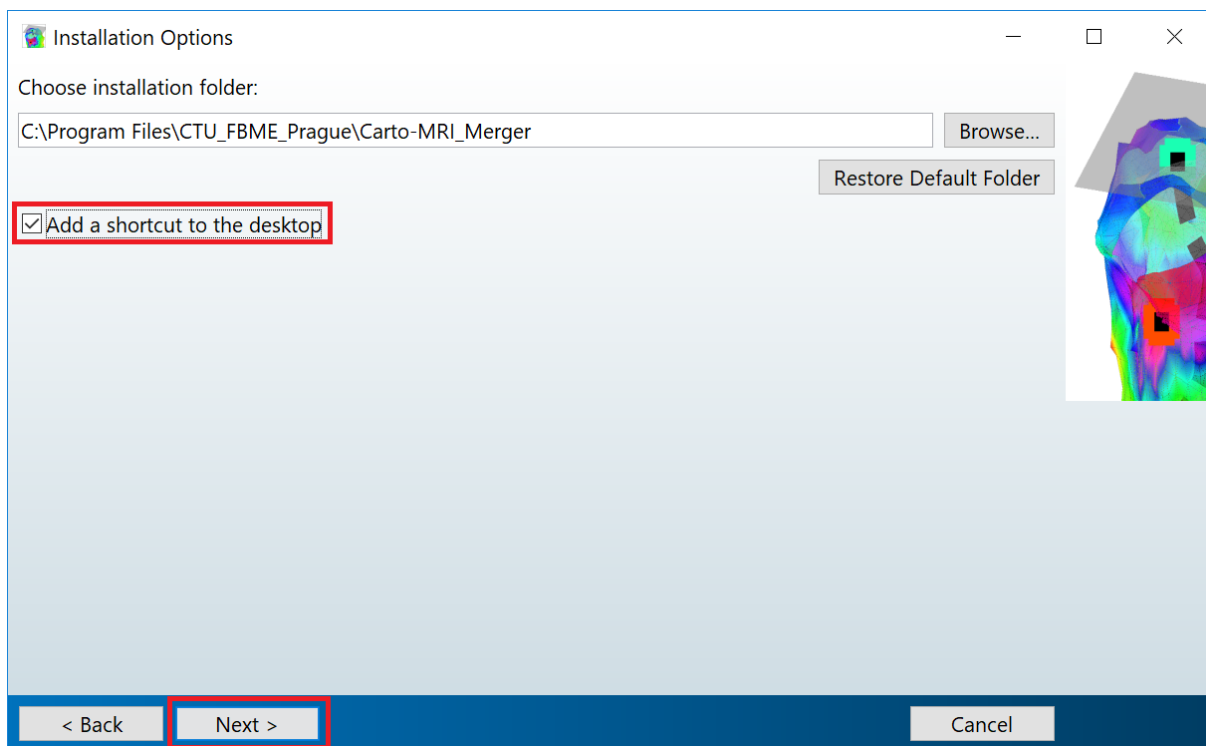
Tento návod popisuje instalaci softwaru z příloženého instalačního souboru. Umístění souboru:

```
Carto-MRI_Merger_SW\stand_alone_app\Carto-MRI_Merger\for_redistribution\  
Carto_MRI_Merger_installer_mcr.exe
```

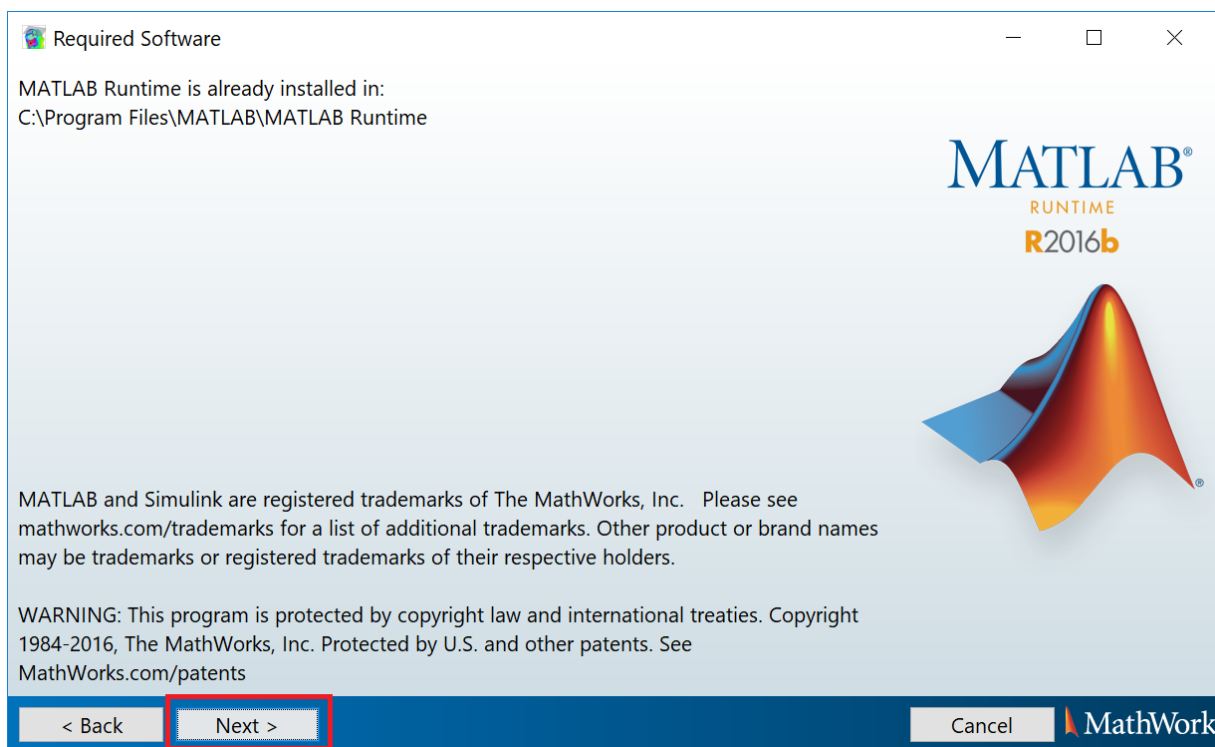
Pokud vlastníte MATLAB verze 2016b nebo vyšší, je možné software spustit přímo v tomto prostředí. Pro více informací a postup viz sekce 6.4.3 (strana 70).



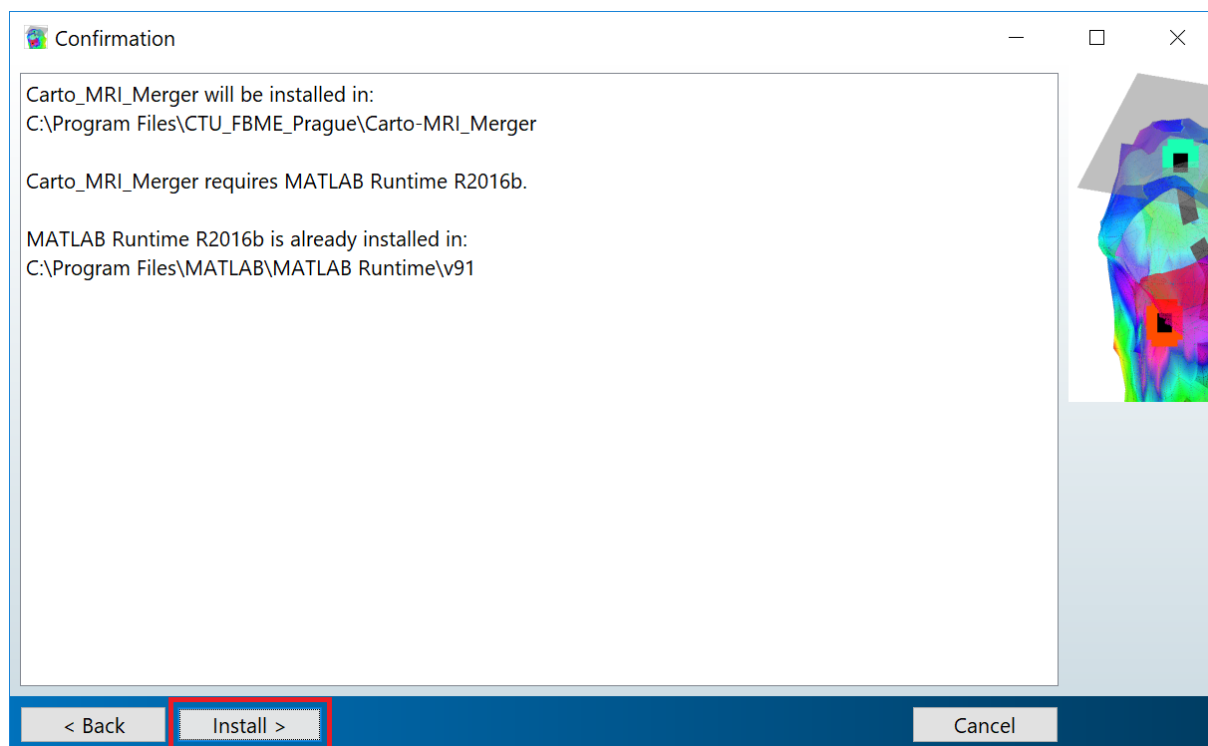
Obrázek 6.7: Instalace - krok č. 1: Zvolte volbu Next



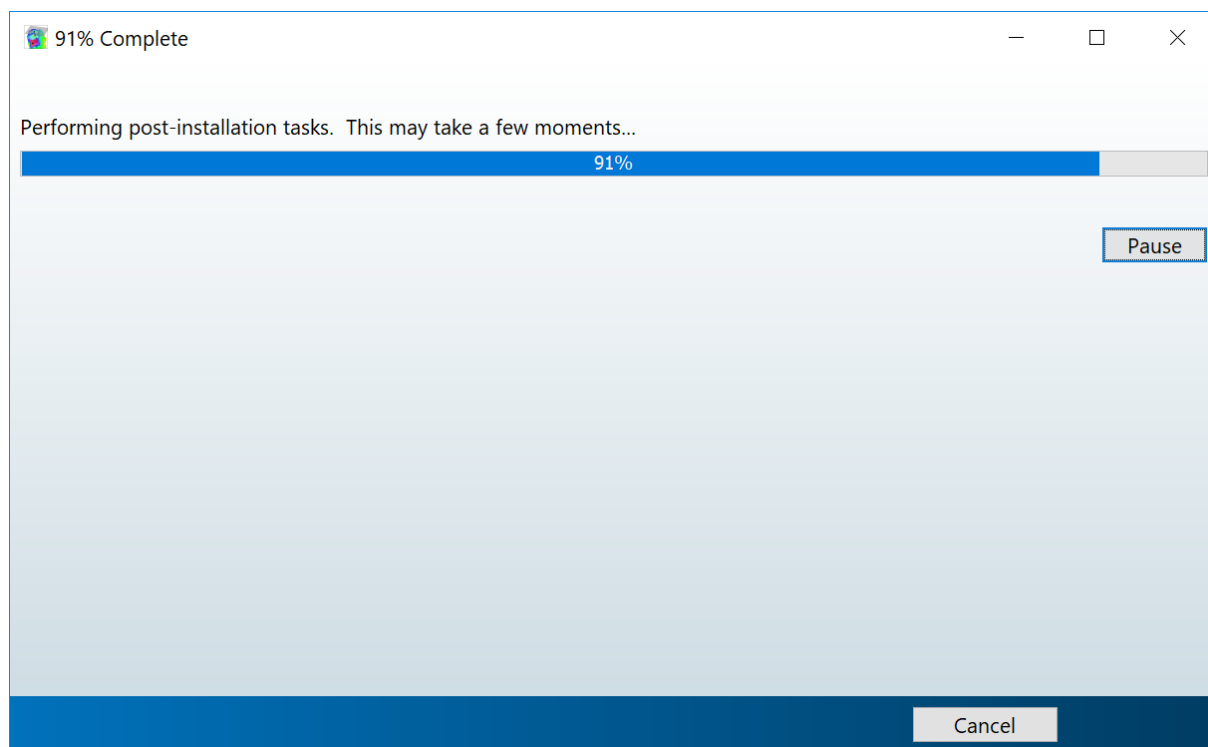
Obrázek 6.8: Instalace - krok č. 2: Vyberte místo, kam má být aplikace nainstalována. Následně povolte vytvoření zástupce na ploše a zvolte volbu **Next**



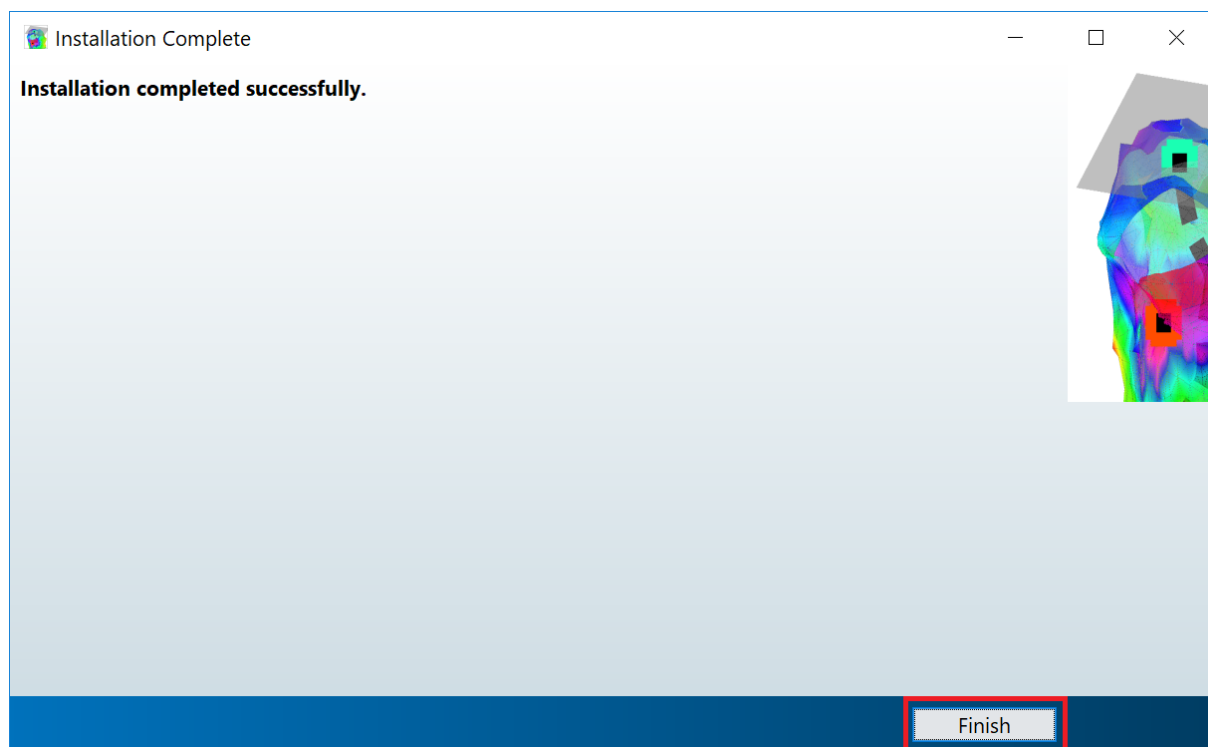
Obrázek 6.9: Instalace - krok č. 3: Zvolte volbu **Next**



Obrázek 6.10: Instalace - krok č. 4: Zkontrolujte údaje k instalaci a zvolte volbu **Install**



Obrázek 6.11: Instalace - krok č. 5: Vyčkejte na dokončení procesu instalace



Obrázek 6.12: Instalace - krok č. 6: Po dokončení instalace zavřete okno volbou **Finish**. Aplikaci spustíte poklepnáním na zástupce na ploše, který byl během instalace vytvořen

6.6 Stručná technická dokumentace

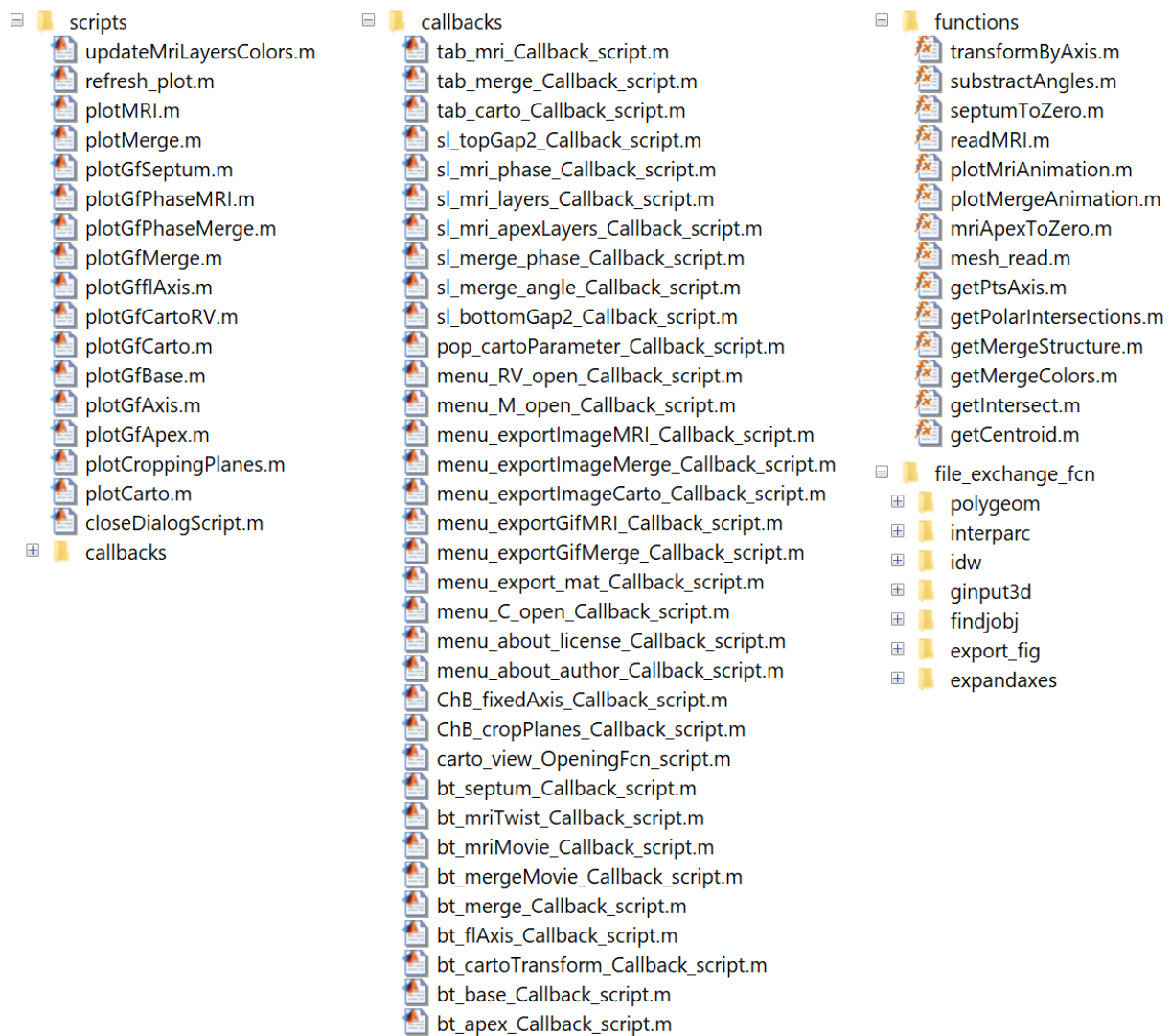
Účelem této dokumentace je poskytnutí velmi stručného přehledu o struktuře kódu a principech, které byly při vývoji využity. Nebude zde probírán kód jako takový. Pro tento účel slouží velmi podrobná struktura komentářů ve zdrojovém kódu všech funkcí i skriptů. Pro každou funkci jsou připravena i testovací data, která umožňují jejich samostatné otestování bez nutnosti spouštění celého softwaru. Návod k jejich využití je k nalezení v hlavičkové části každé funkce.

Celý kód byl naprogramován funkcionálně. V kódu nebylo využito objektově orientované programování. Centralizace je řešena zaváděním samostatných skriptů, které jsou následně volány z mnoha míst v kódu.

6.6.1 Struktura kódu

Hlavním souborem softwaru je `Carto-MRI_Merger_SW\carto_view.m` spolu s příslušným uživatelským rozhraním, které je uloženo v příbuzném souboru `Carto-MRI_Merger_SW\carto_view.fig`. Kód je následně členěn na 51 skriptů, z nichž 34 jsou tzv. Callback skripty. Tyto jsou spuštěny vždy na interakci uživatele prostřednictvím některého z prvků GUI. Výjimku tvoří některé specifické skripty, jako např. `tab_carto_Callback_script.m`. Tento skript je běžně spuštěn na stisknutí záložky `CARTO`. Zároveň je ale zavolán i automaticky po načtení nových `CARTO` dat a je tím způsoben automatický přechod na záložku `CARTO`.

Dále kód sestává z 21 funkcí, z nichž 7 jsou cizí funkce, nalezené na serveru MATLAB File Exchange (www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange). Z důvodu využití těchto funkcí **není možné využít software pro komerční účely!** Podrobná licenční ujednání softwaru jako celku, včetně všech jednotlivých cizích funkcí, jsou dostupná v záložce `About` → `License` softwaru. Tato záložka načte všechny informace ze složky



Obrázek 6.13: Struktura souborů, ze kterých se skládá kód softwaru Carto-MRI Merger[®]

Carto-MRI_Merger_SW\license_files\, kde jsou dostupné všechny soubory, nesoucí licenční ujednání k jednotlivým funkcím.

Přehled souborové struktury s kódy, jak se dále člení ve složce Carto-MRI_Merger_SW\, je uveden v obrázku 6.13.

6.6.2 Callback skripty

Callback skripty jsou k nalezení ve složce `Carto-MRI_Merger_SW\scripts\callbacks\`, jak je ukázáno na obrázku 6.13. Všechny uvedené skripty jsou sekvence příkazů, které se provedou na základě interakce uživatele prostřednictvím konkrétního elementu v GUI. Zde je seznam předpon skriptů a jejich významů:

- `bt` - „*button*“ = Tlačítko
- `ChB` - „*checkbox*“ = Zaškrťovací políčko
- `menu` - „*menu item*“ = Položka v menu
- `pop` - „*pop-up menu*“ = Rozevírací seznam
- `sl` - „*slider*“ = Posuvník
- `tab` - „*tab*“ = Záložka (definována jako přepínací tlačítko)

Některé skripty mohou být volány i samostatně (tedy ne explicitně na základě interakce uživatele). Příkladem může být již výše zmíněný skript `tab_carto_Callback_script.m`. Tento skript je běžně spuštěn při stisknutí záložky `CARTO`. Zároveň je ale zavolán i automaticky po načtení nových `CARTO` dat a je tím způsoben automatický přechod na záložku `CARTO`.

Za zmínku zde stojí ještě skript `carto_view_OpeningFcn_script.m`. Jak název napovídá, jde o skript, který je spuštěn při prvním spuštění softwaru. Obecně slouží k prealokaci proměnných, které jsou poté používány v průběhu celého kódu. Je zde např. I vytvořeno dialogové okno, ukazující pokrok při výpočtech. Toto okno je na začátku vytvořeno a následně vždy pouze ukázáno a schováno. Nikdy není zcela smazáno.

6.6.3 Samostatné skripty

Samostatné skripty byly vytvořeny za účelem zpřehlednění kódu a jeho centralizace. Nejčastěji jde o sekvence příkazů, které jsou volány několikrát z různých míst kódu. Nachází se v adresáři `Carto-MRI_Merger_SW\scripts\`. Většina z nich souvisí se zobrazováním prvků v grafu. Zde je nutné rozlišit vykreslení a zviditelnění prvků. Skripty s předponou `plotGf` jsou určeny k fyzickému vykreslení struktur. Nicméně zpravidla jsou vykreslené prvky ponechány s atributem `Visible` na hodnotě `Off`. Princip je zde stejný, jako u již výše zmíněného dialogového okna. Např. skript `plotGfCarto.m` je spuštěn při prvotním načtení dat `CARTO`. Tím je vykreslen nově načtený model. Skutečně zobrazen je však až při zavolání skriptu `tab_carto_Callback_script.m`. Při překliknutí záložky uživatelem na záložku `MRI` je zase spuštěn `tab_mri_Callback_script.m`, který skryje všechny prvky, náležící `CARTO` a naopak zobrazí prvky, které přísluší struktuře `MRI` (pokud jsou už vykresleny / načteny).

Zbývající tři skripty s předponou `Plot` (bez „Gf“) slouží právě ke skrytí všech ostatních elementů, kromě těch, které mají být aktuálně zobrazeny. Ty jsou zobrazeny a graf je jim přizpůsoben (nastavením os, barevné škály apod.). Zpravidla jsou tyto skripty volány ze skriptu `refresh_plot.m`, který slouží jako rozcestník. Podle aktuálně zvoleného panelu (`CARTO` / `MRI` / `MERGE`) spustí příslušnou zobrazovací funkci.

Za zmínku ještě stojí skript `closeDialogScript.m`. Ten je zavolán, pokud uživatel zavře dialogové okno, ukazující pokrok aktuálně zpracovávaného výpočtu. „Zavřením“ tohoto okna tedy nedojde k jeho zavření, ale jen k jeho skrytí. Zároveň také k přenastavení proměnné, která přeruší výpočet.

6.6.4 Funkce

V adresáři `Carto-MRI_Merger_SW\functions\` jsou uloženy funkce, které řeší konkrétní výpočetní podúlohy v rámci celého softwaru. Nicméně na běhu softwaru se podílí také

cizí funkce, nalezené na serveru MATLAB File Exchange (www.mathworks.com/matlab-central/fileexchange). Adresář `Carto-MRI_Merger_SW\license_files\` obsahuje licenční ujednání ke každé z nich. Každá z funkcí má veřejně dohledatelnou dokumentaci, proto v této dokumentaci jejich funkce probírána nebude.

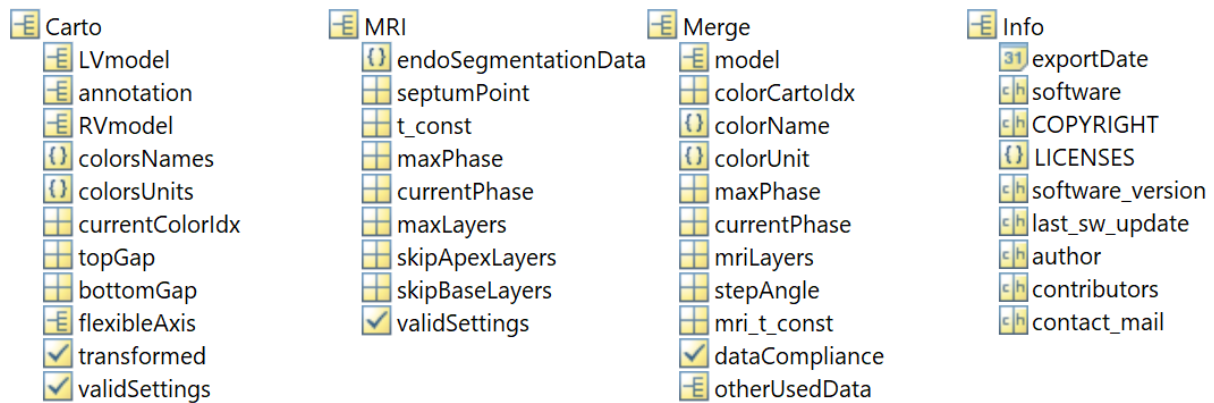
V celém softwaru figurují dvě nejrozsáhlejší operace. První je transformace CARTO modelu pomocí tlačítka **Transform by Cardiac Axis** a druhá je samozřejmě výpočet kombinovaného zobrazení obou struktur - tlačítko **Merge** v záložce **MERGE**. Pro tyto dvě operace byly sestrojeny podrobné vývojové diagramy, které usnadňují jejich pochopení.

Klíčová funkce **Merge** sestává z jednoho `callback` skriptu, který je spuštěn na stisk příslušného tlačítka, a dále z pěti podfunkcí. Funkce obecně pracuje ve dvou oblastech. První je získání barev z CARTO modelu, druhou poté získání souřadnic bodů z MRI modelu, kterým jsou následně barvy přiřazeny. První operaci provádí funkce `getMergeColors()`, druhou `getMergeStructure()`. Obecný princip, jak tyto dvě funkce pracují, je popsán vývojovými diagramy 6.1 (strana 98) a 6.2 (strana 99). Dále jsou k dispozici podrobné diagramy, které krok po kroku popisují všech 5 funkcí. Včetně samotného `callback` skriptu. Tyto vývojové diagramy jsou určeny ke studiu spolu s kódem, ve kterém jsou podrobně vypsány další souvislosti (všechny kódy jsou dostupné na přiloženém CD). Jde o vývojové diagramy 6.7 až 6.12 (strany 104 - 109).

Na bázi podstatně jednoduššího algoritmu pracuje funkce `transformByAxis()`. Skládá se z příslušného `callback` skriptu a dvou vnořených funkcí. Dostupné vývojové diagramy jsou 6.4 až 6.6 (strany 101 - 103) a jsou opět určeny ke studiu spolu s komentovaným kódem na přiloženém CD.

6.6.5 Přehled exportovaných proměnných

Carto-MRI Merger[®] poskytuje poměrně široké možnosti exportu dat. Kromě možností exportu grafů, obrázků a GIF animací umožňuje také export všech stěžejních proměnných a dat do jednoho `.mat` souboru. Skript, který vykonává samostatný export, je uložen v sou-



Obrázek 6.14: Přehled struktury exportovaných dat z Carto-MRI Merger[®] ve formě `.mat` souboru

boru menu `export_mat_Callback_script.m` v adresáři `Carto-MRI_Merger_SW\scripts\callbacks\`. Zde je i přehledně vidět, z jakých dat jsou hodnoty proměnných sestavovány. Jejich přehled a podrobný popis je předmětem této sekce.

Na obrázku 6.14 je přehled exportovaných proměnných. Jak je vidět, exportovaná struktura je členěna do čtyř základních polí typu `struct`: **Carto**, **MRI**, **Merge** a **Info**.

Data v **Carto** struktuře:

- **LVmodel** - struktura obsahuje obrazová data hlavního CARTO modelu ve třech proměnných:
 - `vertices` - pole s pozicemi všech vrcholů modelu
 - `triangles` - definuje trojúhelníkové plošky povrchu modelu indexací do `vertices`. Jde o typ `cell`. První buňka obsahuje viditelnou část a zbylé obsahují části neviditelné (např. chlopně)
 - `vertColors` - obsahuje EAM data, která se zobrazují jako barvy na povrchu. Každý sloupec odpovídá jinému parametru
- **annotation** - struktura, obsahující souřadnice tří zadaných referenčních bodů: `apexPoint`, `basePoint` a `septumPoint`

- `RVmodel` - Stejný obsah, jako u `LVmodel` struktury. Nicméně týkající se pravé komory a bez informací o barvách (resp. parametrech)
- `colorsNames` - pole typu `cell`. Obsahuje stejný počet buněk, jako je sloupců `vertColors` v `LVmodel`. Pro každý sloupec název parametru, jehož data obsahuje
- `colorsUnits` - Jednotky jednotlivých parametrů v `colorsNames`
- `currentColorIdx` - Číslo CARTO parametru, který byl při exportování dat zvolen
- `topGap` - Desetinné číslo od 0 do 1. Značí pozici horní ořezové roviny při exportu. 0 znamená procházející bodem Báze, 1 znamená procházející bodem Apex (v softwaru je maximální povolený rozsah 0.01 - 0.7)
- `bottomGap` - Desetinné číslo od 0 do 1. Značí pozici dolní ořezové roviny při exportu. 0 znamená procházející bodem Apex, 1 znamená procházející bodem Báze (v softwaru je maximální povolený rozsah 0.01 - 0.7)
- `flexibleAxis` - pole typu `struct`. Obsahuje proměnné:
 - `centroids` - Souřadnice těžišť, kterými prochází flexibilní osa
 - `settingsCompliance` - `true` / `false` hodnota. Hodnota `true` pokud aktuální nastavení CARTO a MRI odpovídá tomu, se kterým byla flexibilní osa vypočítána. Pokud se cokoliv změní, hodnota se změní na `false`
 - `topGap`, `bottomGap` - jejich hodnoty, použité pro výpočet flexibilní osy
 - `apexPoint`, `basePoint` - Souřadnice referenčních bodů, použitých pro výpočet (Septum výpočet flexibilní osy neovlivňuje)
 - `noLayers` - Počet MRI vrstev, pro který byla flexibilní osa spočtena. Mělo by být totožné s počtem vypočtených těžišť
- `transformed` - `true` pokud byla provedena transformace podél osy stiskem tlačítka `Transform by Cardiac Axis`. Pokud se kterýkoliv z bodů Apex, Báze nebo Septum změní, změní se toto na hodnotu `false`

- `validSettings` - `true` pokud je nastavení v pořádku a model je připraven pro výpočet Merge

Data v **MRI** struktuře:

- `endoSegmentationData` - 3D data segmentace endokardu ze softwaru MEDVISO Segment. Tříúrovňové pole typu `cell`. `cell` pole v první úrovni zastupují jednotlivé fáze srdce v čase. Druhá úroveň další seznam `cell` buněk s daty pro každý jednotlivý řez. Poslední úroveň obsahuje 3D souřadnice jednotlivých bodů dané vrstvy (řezu)
- `septumPoint` - Souřadnice pozice středu septa tak, jak byla vyznačena prostřednictvím měření v MEDVISO Segment. Jde o vzdálenější bod od středu v rámci měření.
- `t_const` - Čas jednoho snímku v milisekundách
- `maxPhase` - Počet fází (nebo snímků) (zadefinovány v `endoSegmentationData`)
- `maxLayers` - Maximální počet vrstev mezi fázemi
- `skipApexLayers` - Počet vrstev směrem od apexu, které byly z výpočtu vynechány
- `skipBaseLayers` - Počet vrstev směrem od báze, které byly z výpočtu vynechány
- `validSettings` - `true` pokud je nastavení v pořádku a model je připraven pro výpočet Merge

Data v **Merge** struktuře:

- `model` - obrazová data výsledného kombinovaného zobrazení. Jednotlivé položky:
 - `vertices` - `cell` pole. Každá buňka obsahuje souřadnice vrcholů modelu pro jednu konkrétní fázi (nebo snímek). Těch by mělo být stejné množství, jako fází MRI modelu
 - `triangles` - definuje trojúhelníkové plošky povrchu modelu indexací do `vertices`. Spojovány jsou stále stejné vrcholy. Jen jejich pozice se v čase mění

- `vertColors` - Hodnoty parametru z EAM, zobrazované jako barevné mapy
- `colorCartoIdx` - Index parametru EAM. Indexace je vztažena k získaným barvám v CARTO (matice `vertColors`)
- `ColorName` - Název parametru barevné škály
- `ColorUnit` - Jednotka parametru barevné škály
- `maxPhase` - počet fází v čase. Mělo by odpovídat velikosti `vertices` pole modelu
- `currentPhase` - Fáze, ve které byl model zobrazen v době exportu
- `mriLayers` - Počet MRI vrstev, které byly k výpočtu modelu využity
- `stepAngle` - Krokový úhel, který byl využit v rámci algoritmu (v radiánech)
- `mri_t_const` - Čas, připadající na jeden snímek v milisekundách
- `dataCompliance` - `true` pokud aktuální nastavení v CARTO a MRI záložkách jsou stejná jako ta, která byla využita k výpočtu současného kombinovaného zobrazení. Pokud se od té doby cokoliv změnilo, tato proměnná má hodnotu `false`
- `otherUsedData` - Souhrn dalších dat, která byla k výpočtu Merge využita:
 - `carto_flexibleAxis` - Těžiště flexibilní osy, pokud byla k výpočtu využita
 - `carto_apexPoint` - Souřadnice bodu Apex
 - `carto_basePoint` - Souřadnice bodu Báze
 - `carto_septumPoint` - Souřadnice bodu Septum
 - `carto_topGap`, `carto_bottomGap` - Hodnoty horního a dolního ořezu CARTO
 - `mri_maxLayers` - Maximální počet vrstev napříč fázemi MRI modelu, který byl využit
 - `mri_skipApexLayers`, `mri_skipBaseLayers` - Počet vrstev MRI směrem od apexu, resp. od báze, které nebyly do výpočtu zahrnuty

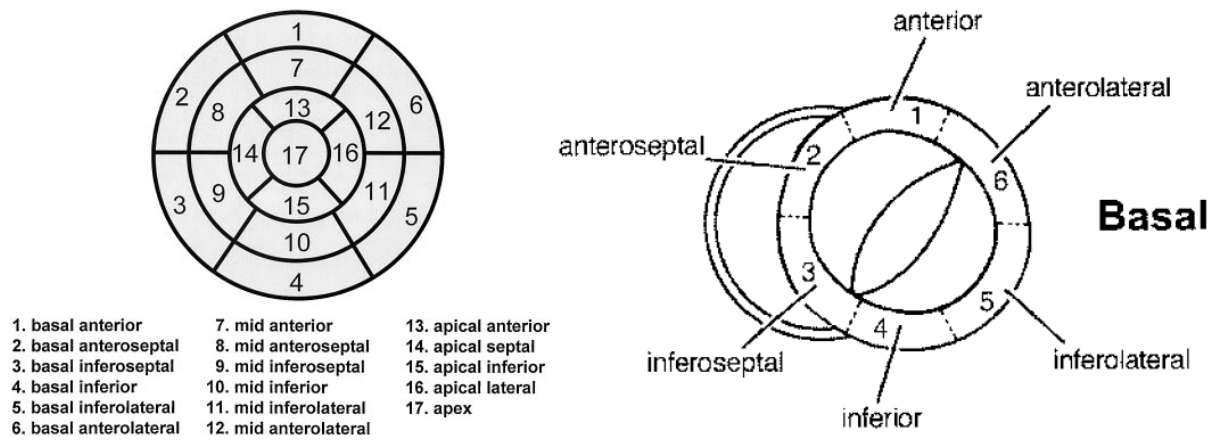
Data v **Info** struktuře:

- `exportDate` - Datum exportu
- `software` - Název softwaru
- `COPYRIGHT` - Copyright
- `LICENSES` - Licenční ujednání
- `software_version` - Verze softwaru
- `last_sw_update` - Datum poslední aktualizace softwaru
- `author` - Jméno autora
- `contributors` - Seznam osob a institucí, které se podílely na vývoji
- `contact_mail` - Kontaktní e-mailová adresa na autora softwaru

6.7 MRI Strain analýzy

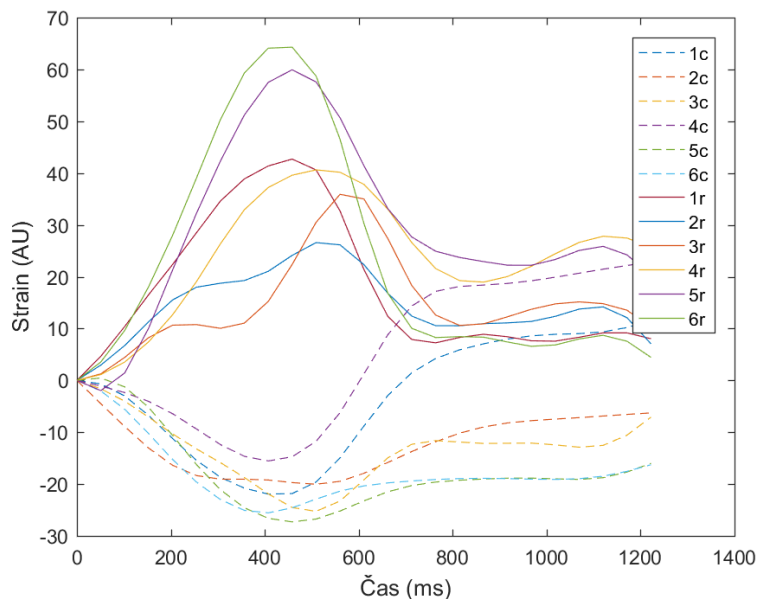
Pro účely zpracování úlohy mi byla poskytnuta anonymizovaná data čtyř pacientů. Jeden „zdravý“ pacient (t.j. s disfunkcí, která by ovšem neměla ovlivňovat fyzickou kontrakci srdce ani průběh elektrických signálů) a tři pacienti s nejmenovanými dyssynchronickými onemocněními. Pro každého pacienta byly dostupné snímky z CMR ve formátu DICOM a EAM, získané pomocí systému CARTO 3 (Biosense Webster, Inc.). (Zdroj: Sekce Výsledky - strana 50)

Pro všechny uvedené pacienty byla vypočtena tzv. „Strain analýza“ v softwaru MED-VISO Segment, o které bylo blíže referováno v sekci 2.1 (strana 26). Grafy v této kapitole obsahují průběhy radiálního a cirkumferenčního strainu jednotlivých segmentů levé komory srdeční pacienta v čase. Číslování segmentů, které je v legendách grafů uvedeno, odpovídá konvenčnímu systému segmentace tak, jak je uveden v obrázku 6.15 [22]. Písmenné příznaky odpovídají následujícímu významu:

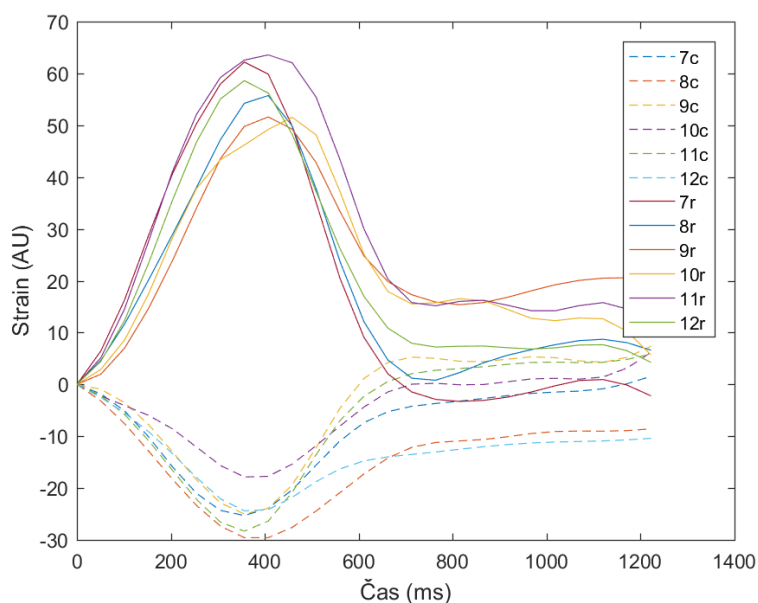


Obrázek 6.15: Konvenční segmentace levé komory srdeční. Číslování dle obrázku je využito v grafech 6.1 - 6.12. Ilustrace převzata z [22]

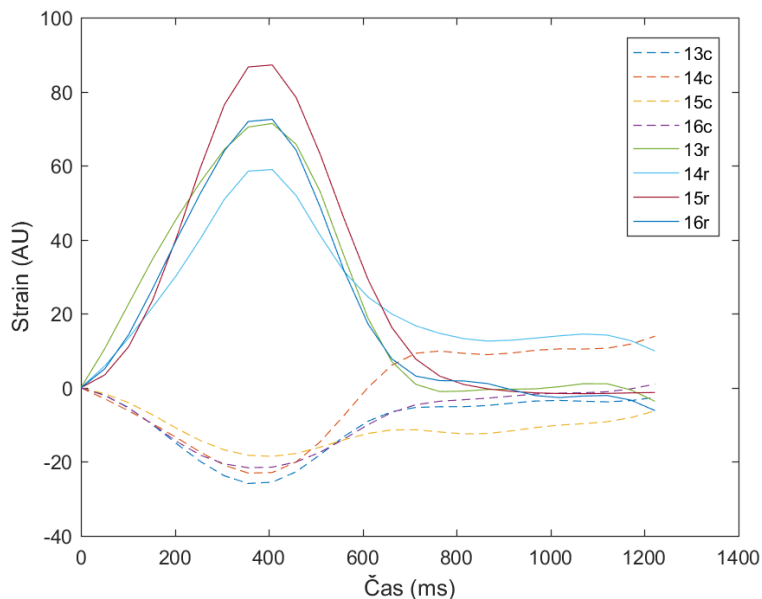
- c ... Průběh cirkumferenčního strain
- r ... Průběh radiálního strain



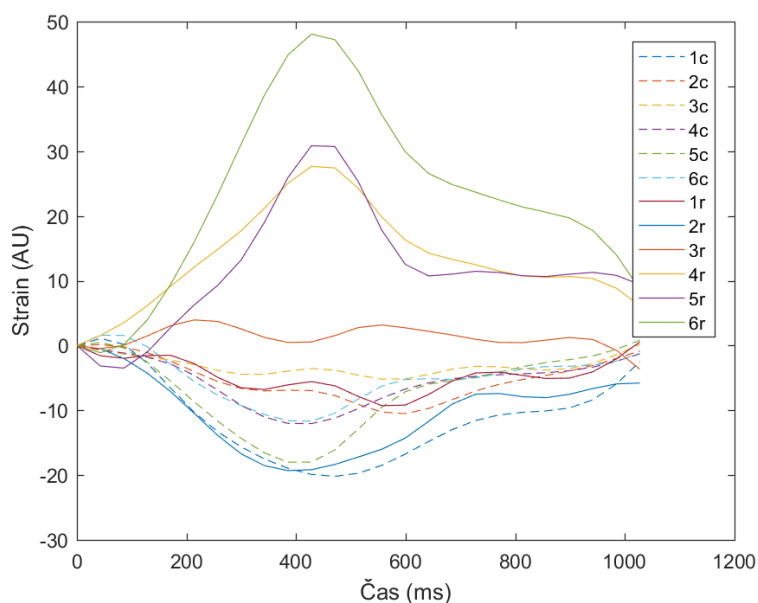
Graf 6.1: Průběh radiálního (r) a cirkumferenčního (c) strain dle konvenční segmentace (viz obrázek 6.15) **bazální vrstvy** levé komory srdeční „**zdravého pacienta**“. Zdroj dat: Kardiologická klinika fakultní nemocnice Motol. Analýza zpracována v: MEDVISO Segment software



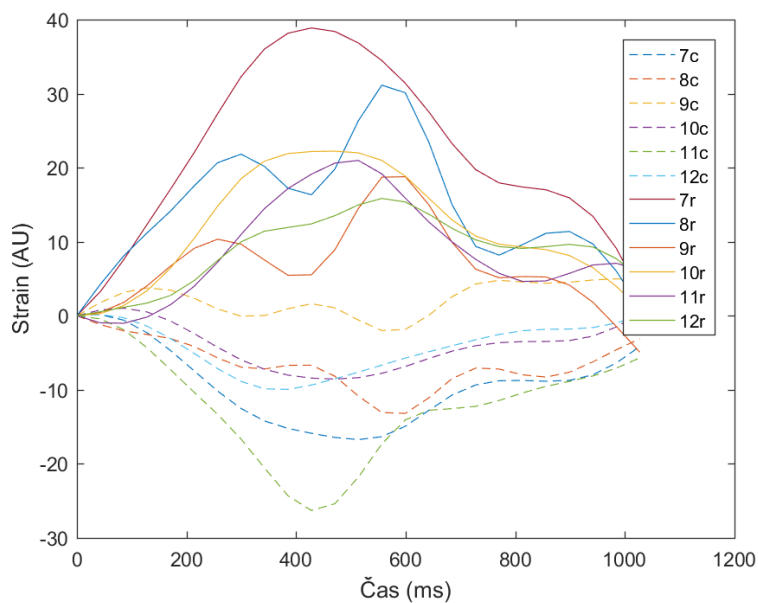
Graf 6.2: Průběh radiálního (r) a cirkumferenčního (c) strain dle konvenční segmentace (viz obrázek 6.15) **střední vrstvy** levé komory srdeční „**zdravého pacienta**“. Zdroj dat: Kardiologická klinika fakultní nemocnice Motol. Analýza zpracována v: MEDVISO Segment software



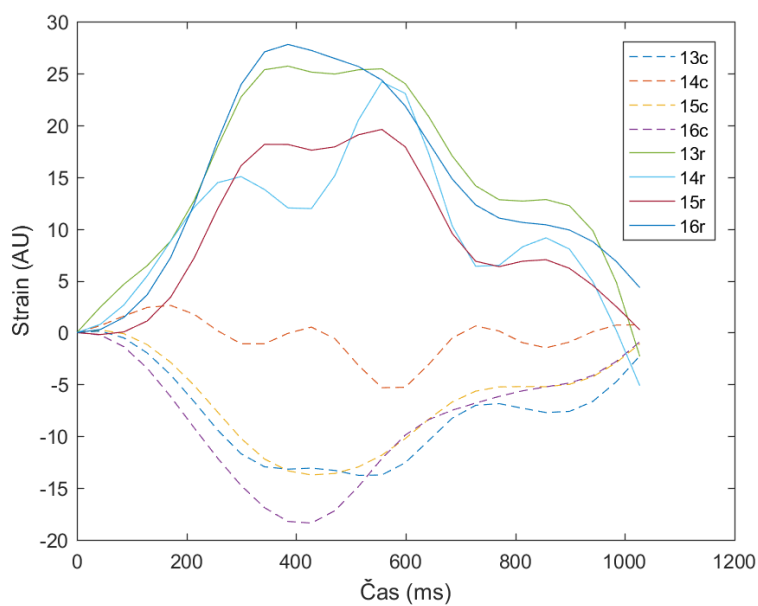
Graf 6.3: Průběh radiálního (r) a cirkumferenčního (c) strain dle konvenční segmentace (viz obrázek 6.15) **apikální vrstvy** levé komory srdeční „**zdravého pacienta**“. Zdroj dat: Kardiologická klinika fakultní nemocnice Motol. Analýza zpracována v: MEDVISO Segment software



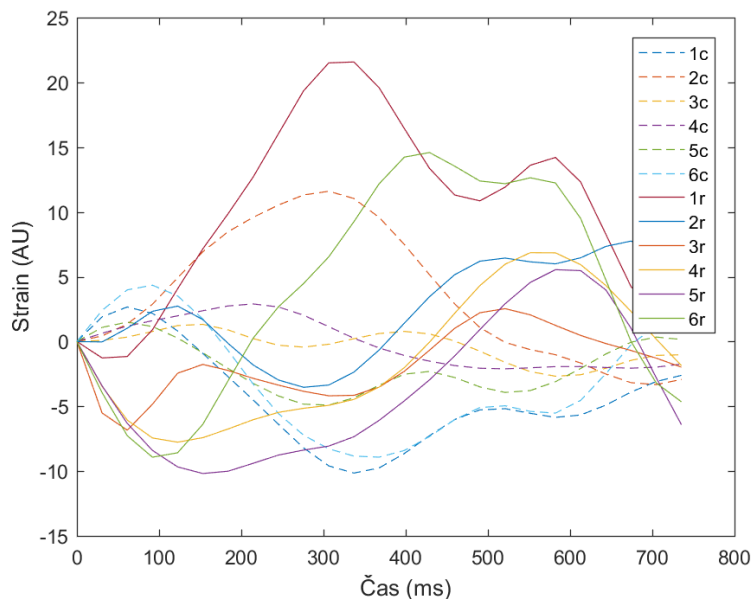
Graf 6.4: Průběh radiálního (r) a cirkumferenčního (c) strain dle konvenční segmentace (viz obrázek 6.15) **bazální vrstvy** levé komory srdeční **nemocného pacienta č. 1**. Zdroj dat: Kardiologická klinika fakultní nemocnice Motol. Analýza zpracována v: MEDVISO Segment software



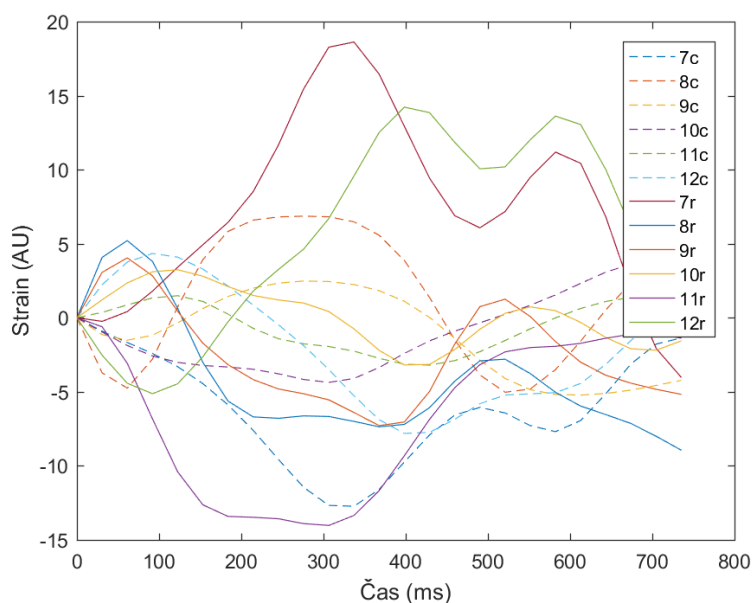
Graf 6.5: Průběh radiálního (r) a cirkumferenčního (c) strain dle konvenční segmentace (viz obrázek 6.15) **střední vrstvy** levé komory srdeční **nemocného pacienta č. 1**. Zdroj dat: Kardiologická klinika fakultní nemocnice Motol. Analýza zpracována v: MEDVISO Segment software



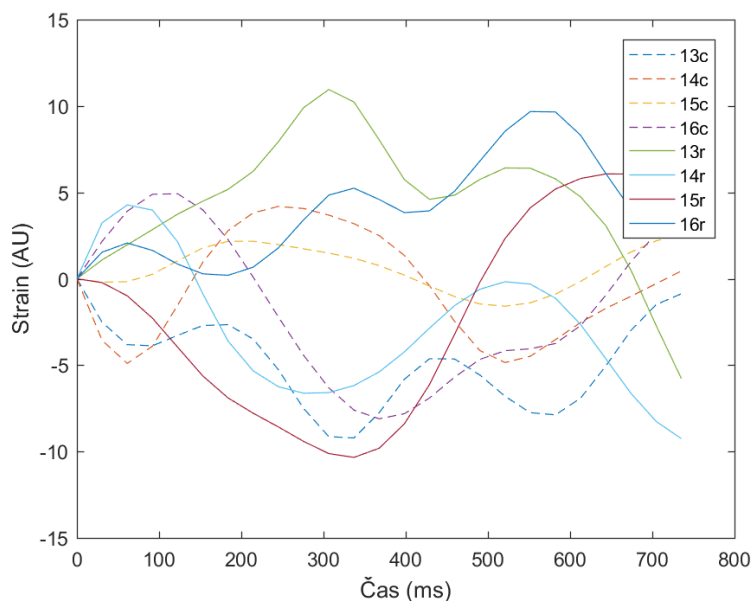
Graf 6.6: Průběh radiálního (r) a cirkumferenčního (c) strain dle konvenční segmentace (viz obrázek 6.15) **apikální vrstvy** levé komory srdeční **nemocného pacienta č. 1**. Zdroj dat: Kardiologická klinika fakultní nemocnice Motol. Analýza zpracována v: MEDVISO Segment software



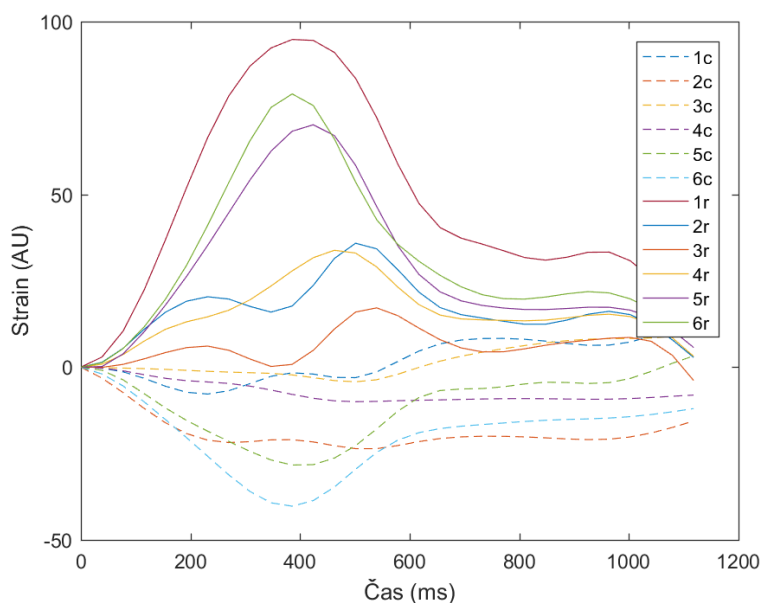
Graf 6.7: Průběh radiálního (r) a cirkumferenčního (c) strain dle konvenční segmentace (viz obrázek 6.15) **bazální vrstvy** levé komory srdeční **nemocného pacienta č. 2**. Zdroj dat: Kardiologická klinika fakultní nemocnice Motol. Analýza zpracována v: MEDVISO Segment software



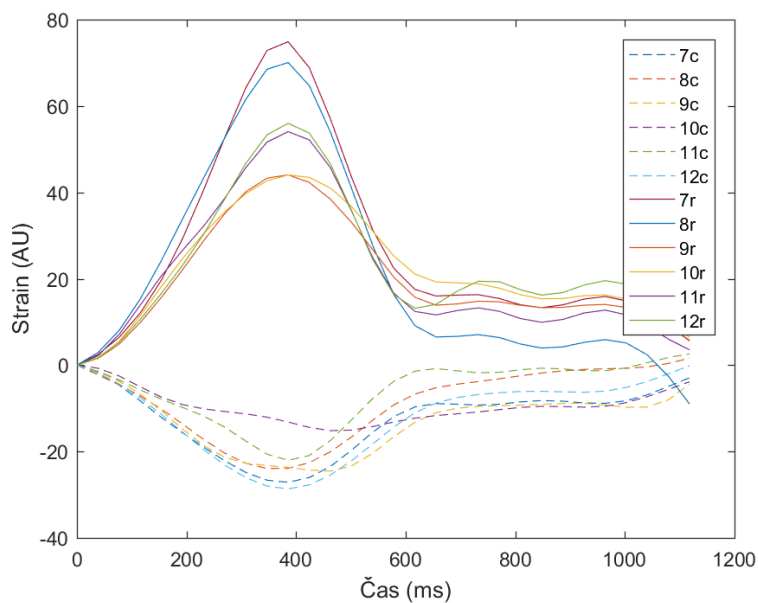
Graf 6.8: Průběh radiálního (r) a cirkumferenčního (c) strain dle konvenční segmentace (viz obrázek 6.15) **střední vrstvy** levé komory srdeční **nemocného pacienta č. 2**. Zdroj dat: Kardiologická klinika fakultní nemocnice Motol. Analýza zpracována v: MEDVISO Segment software



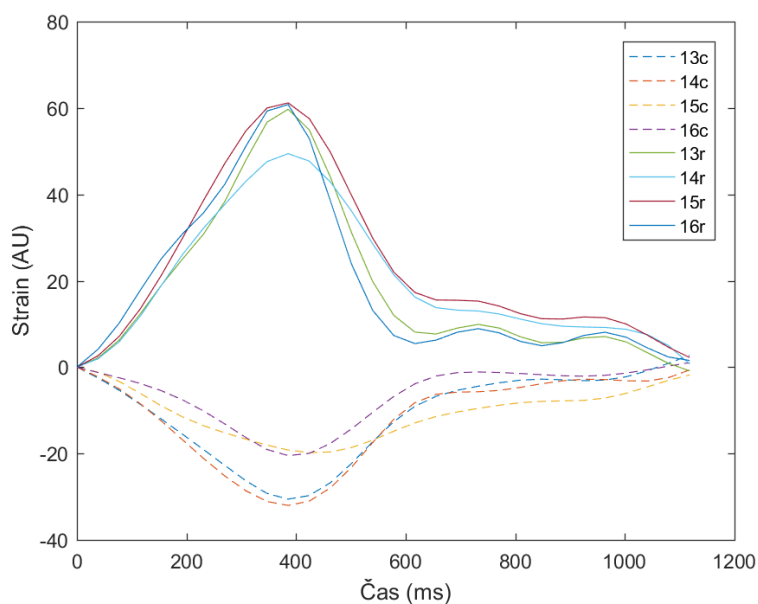
Graf 6.9: Průběh radiálního (r) a cirkumferenčního (c) strain dle konvenční segmentace (viz obrázek 6.15) **apikální vrstvy** levé komory srdeční **nemocného pacienta č. 2**. Zdroj dat: Kardiologická klinika fakultní nemocnice Motol. Analýza zpracována v: MEDVISO Segment software



Graf 6.10: Průběh radiálního (r) a cirkumferenčního (c) strain dle konvenční segmentace (viz obrázek 6.15) **bazální vrstvy** levé komory srdeční **nemocného pacienta č. 3**. Zdroj dat: Kardiologická klinika fakultní nemocnice Motol. Analýza zpracována v: MEDVISO Segment software



Graf 6.11: Průběh radiálního (**r**) a cirkumferenčního (**c**) strain dle konvenční segmentace (viz obrázek 6.15) **střední vrstvy** levé komory srdeční **nemocného pacienta č. 3**. Zdroj dat: Kardiologická klinika fakultní nemocnice Motol. Analýza zpracována v: MEDVISO Segment software



Graf 6.12: Průběh radiálního (**r**) a cirkumferenčního (**c**) strain dle konvenční segmentace (viz obrázek 6.15) **apikální vrstvy** levé komory srdeční **nemocného pacienta č. 3**. Zdroj dat: Kardiologická klinika fakultní nemocnice Motol. Analýza zpracována v: MEDVISO Segment software

6.8 Vývojové diagramy

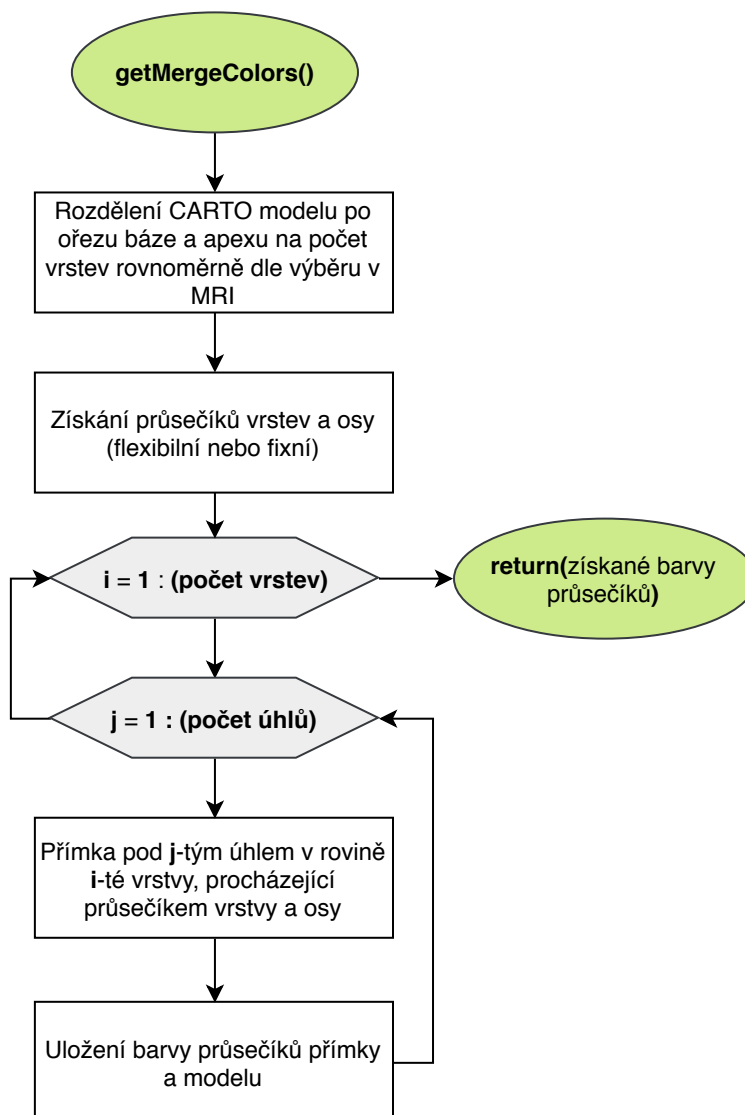


Diagram 6.1: Základní popis funkce `getMergeColors()`, která získává ze vstupního CARTO modelu a jeho anotace seznam „barev“ (= parametrů z příslušné EAM), které jsou následně mapovány na strukturu z MRI

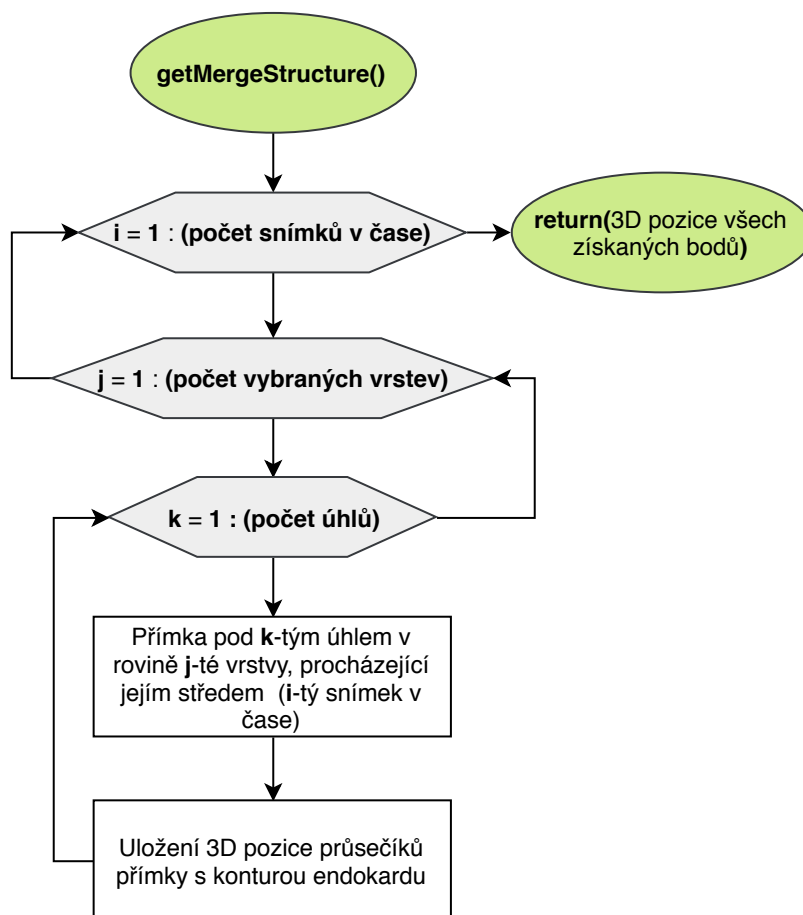


Diagram 6.2: Základní popis funkce `getMergeStructure()`, která získává ze vstupních MRI dat jednotlivé body, kterým jsou následně přiřazeny „barvy“, získané pomocí algoritmu, popsaném diagramem 6.1. Pozn.: Nejvyšší cyklus, procházející data v čase, ve skutečné funkci obsažen není. Funkce je volána cyklicky z venčí. Zde je uveden pouze pro úplnost

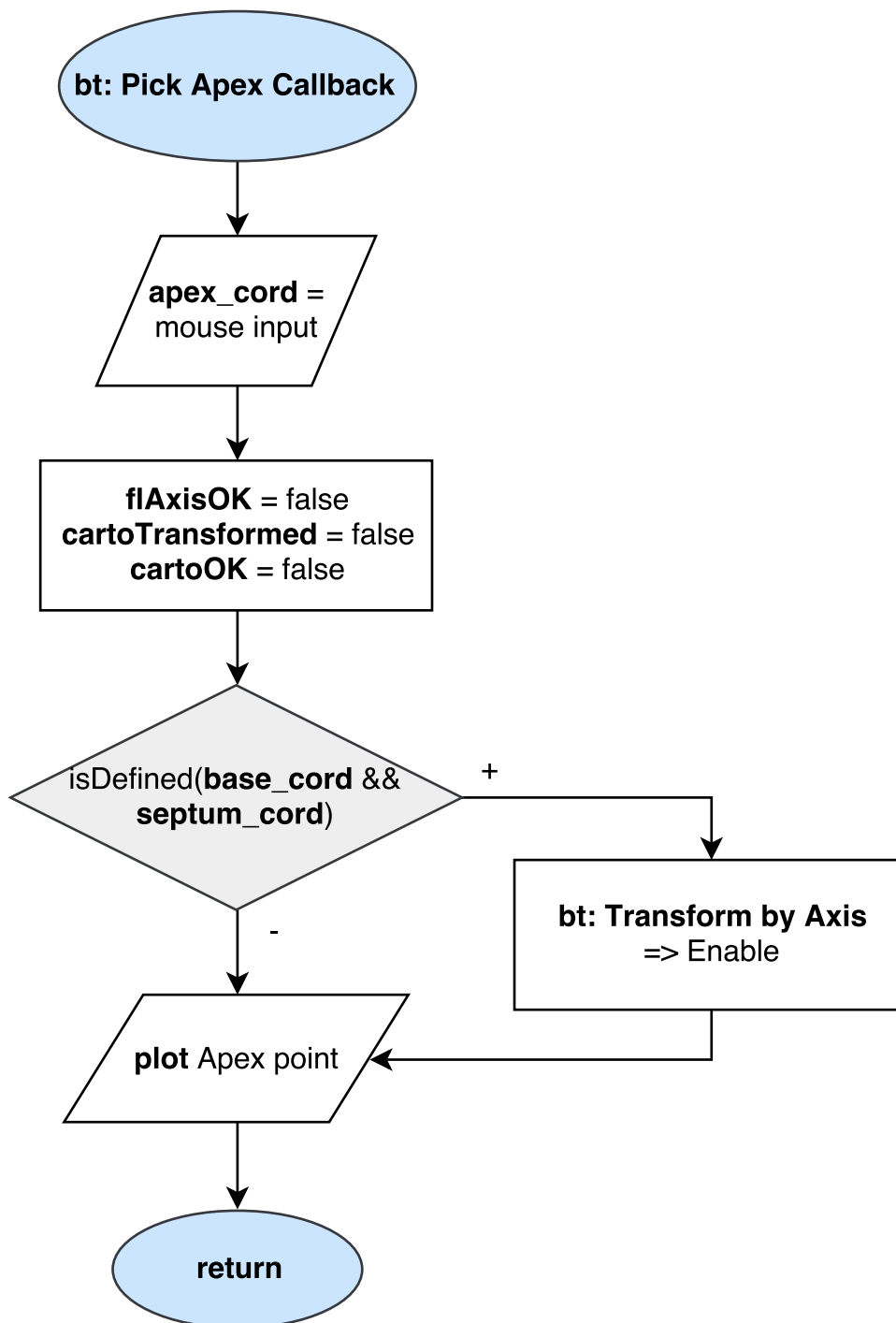


Diagram 6.3: bt-apex-Callback-script.m - spuštění na stisk Pick Apex

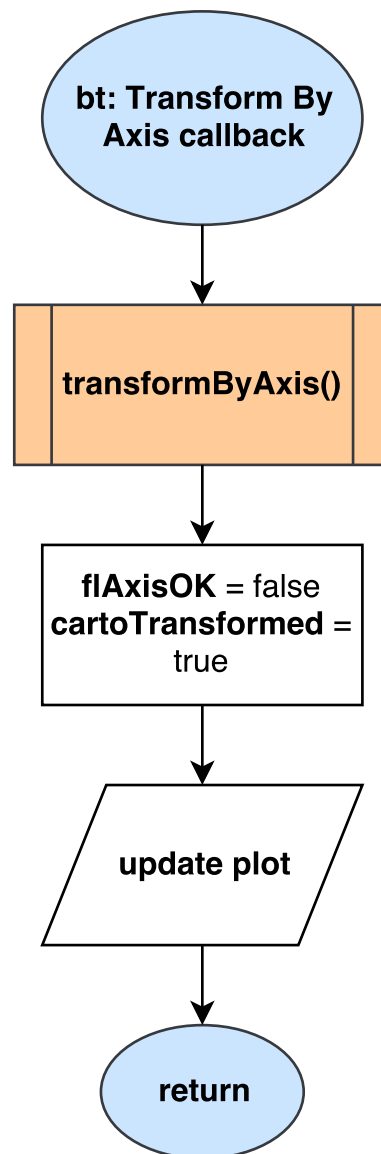


Diagram 6.4: `bt-cartoTransform-Callback-script.m` - spuštění na stisk Transform by Cardiac Axis

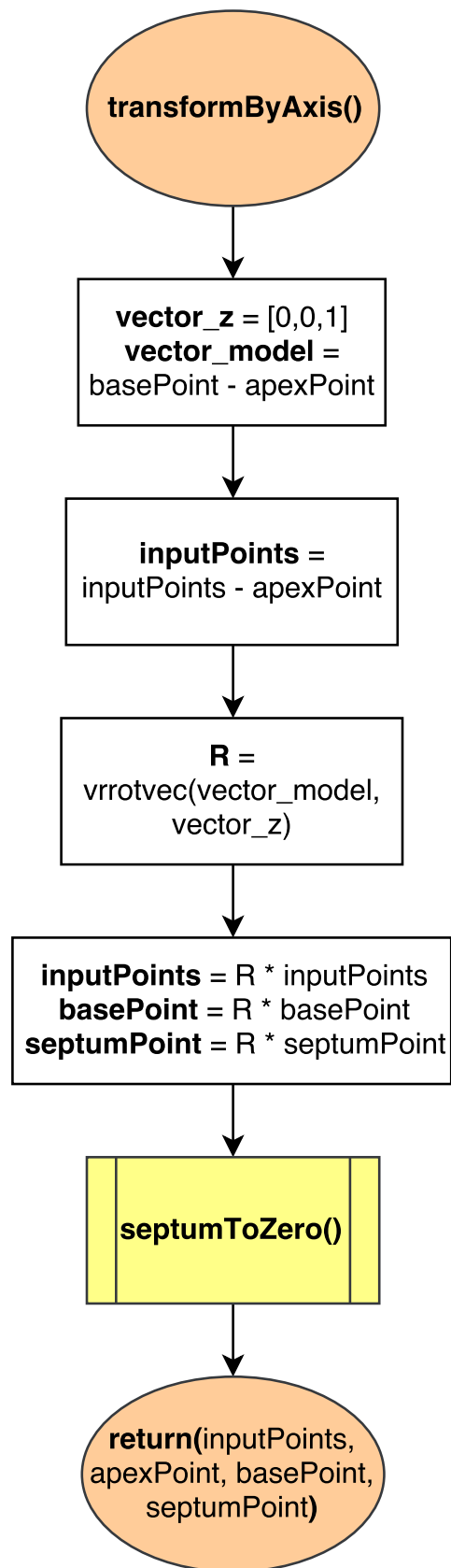


Diagram 6.5: `transformByAxis()` - volání na stisk Transform by Cardiac Axis

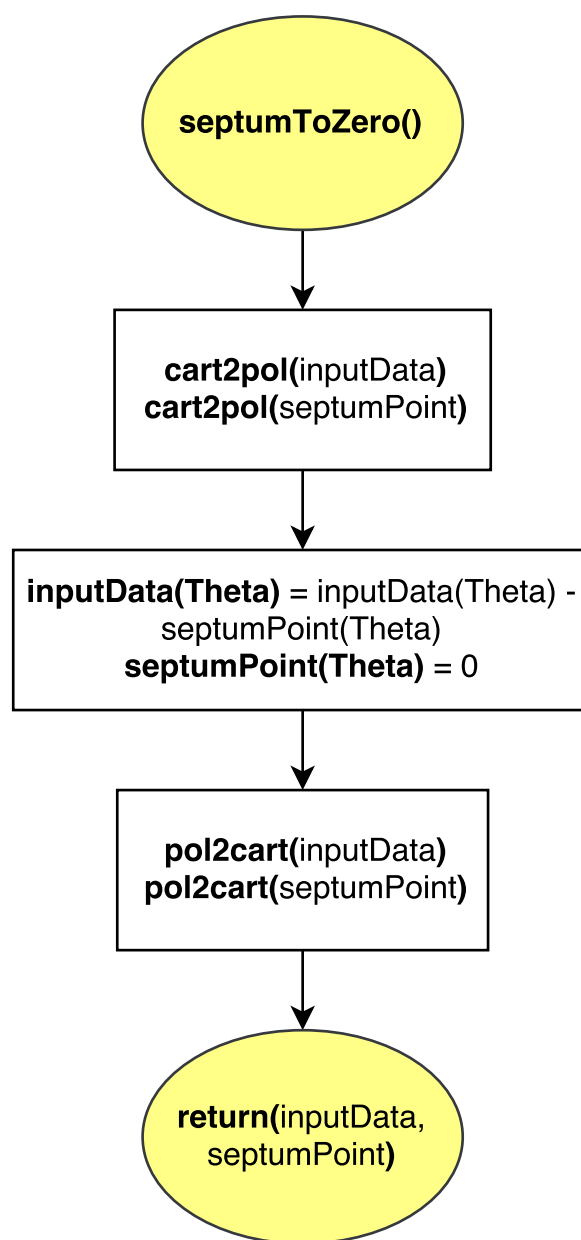


Diagram 6.6: `septumToZero()` - volání funkcí `transformByAxis()`

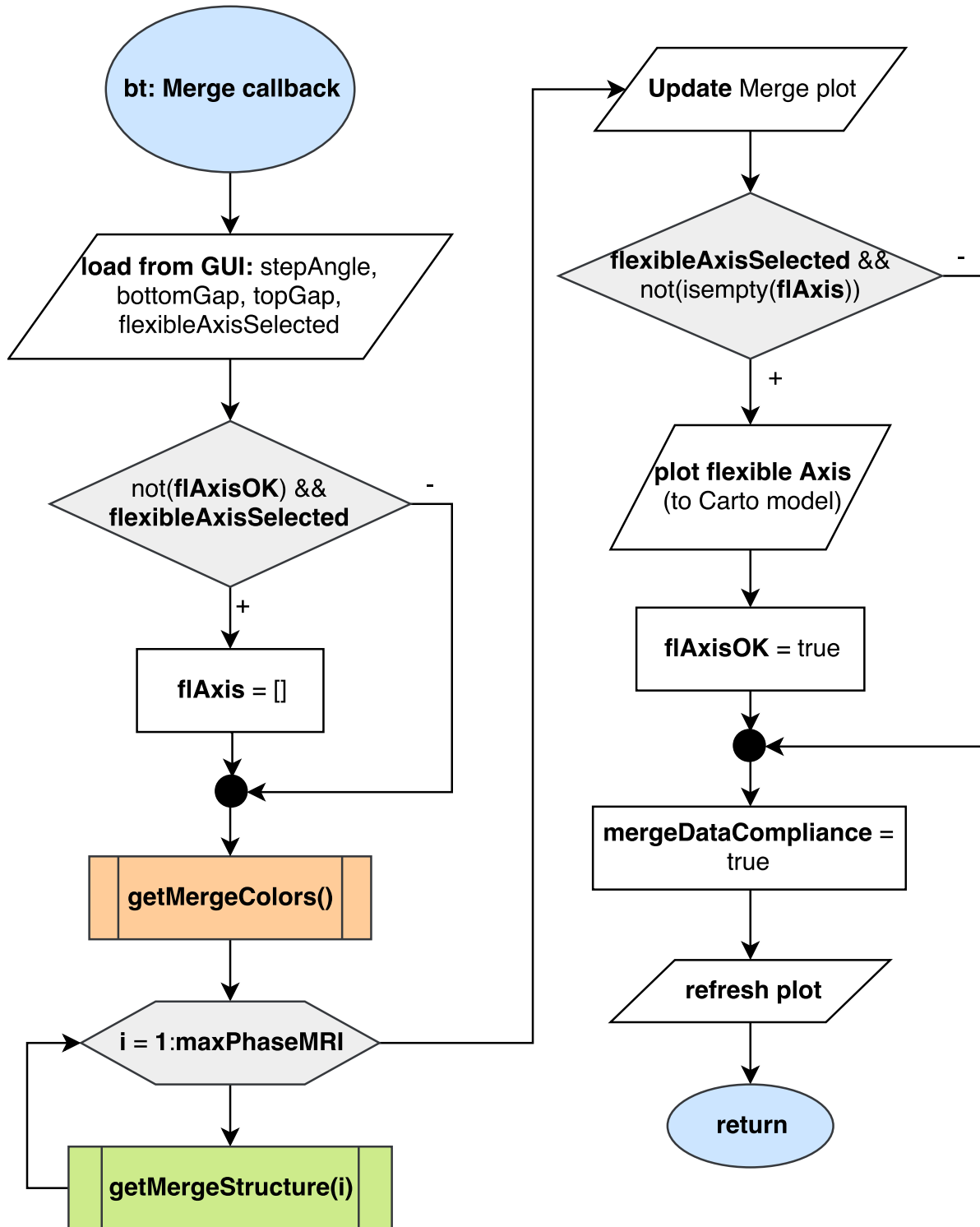


Diagram 6.7: bt-merge-Callback-script.m - spuštění na stisk Merge

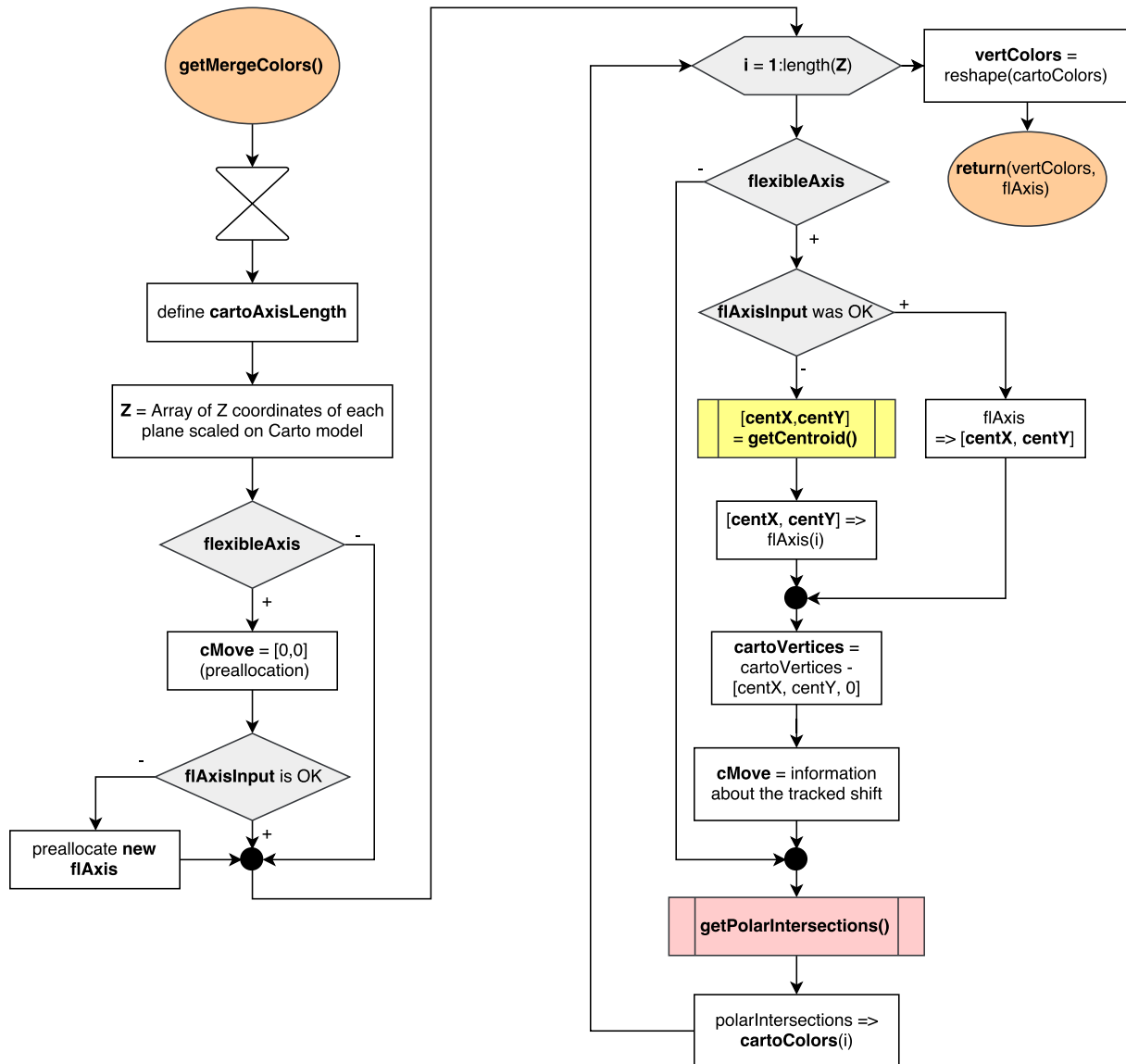


Diagram 6.8: getMergeColors() - volání na stisk Merge

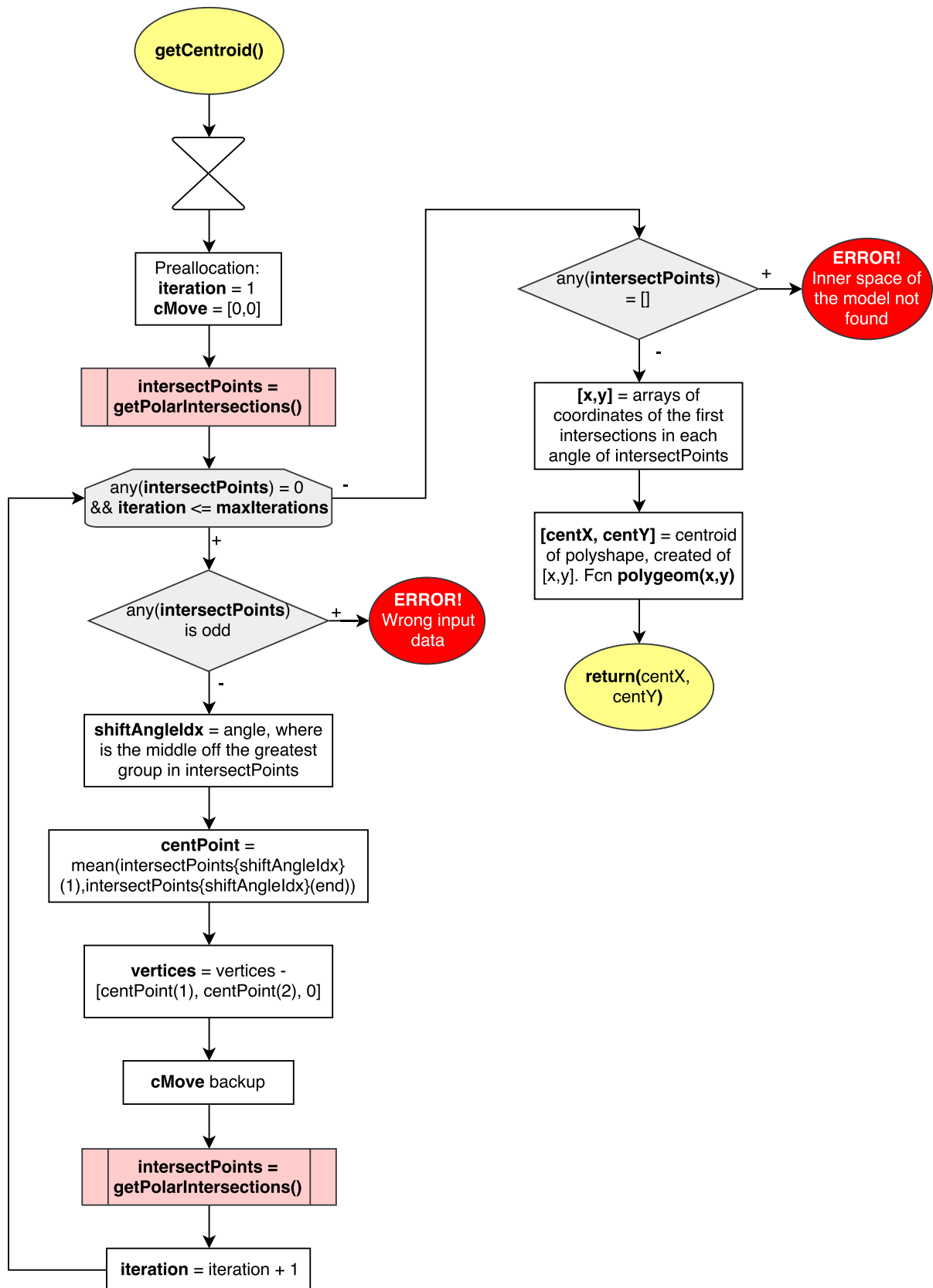


Diagram 6.9: getCentroid() - volání funkcí getMergeColors()

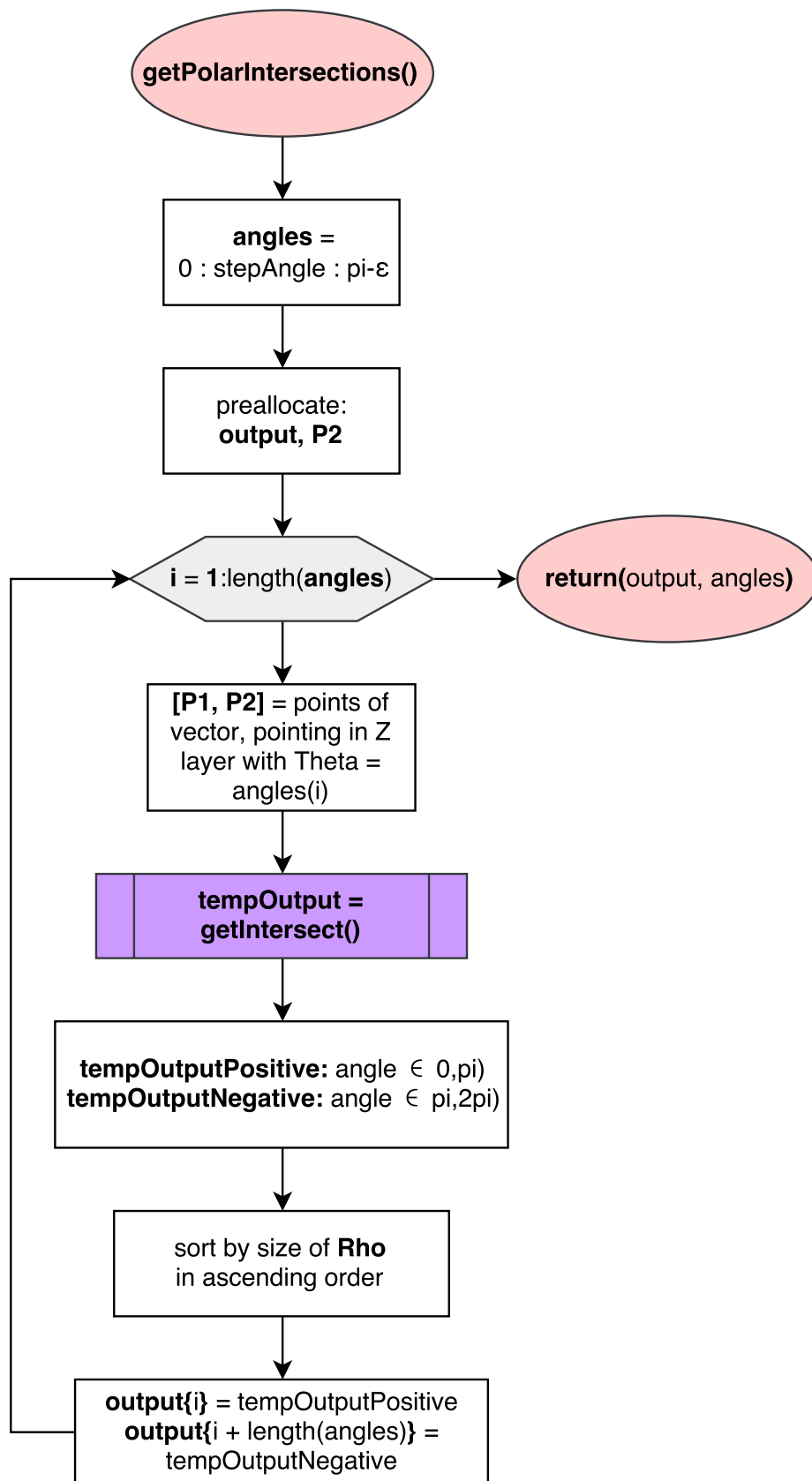


Diagram 6.10: getPolarIntersections() - volání funkcí getCentroid()

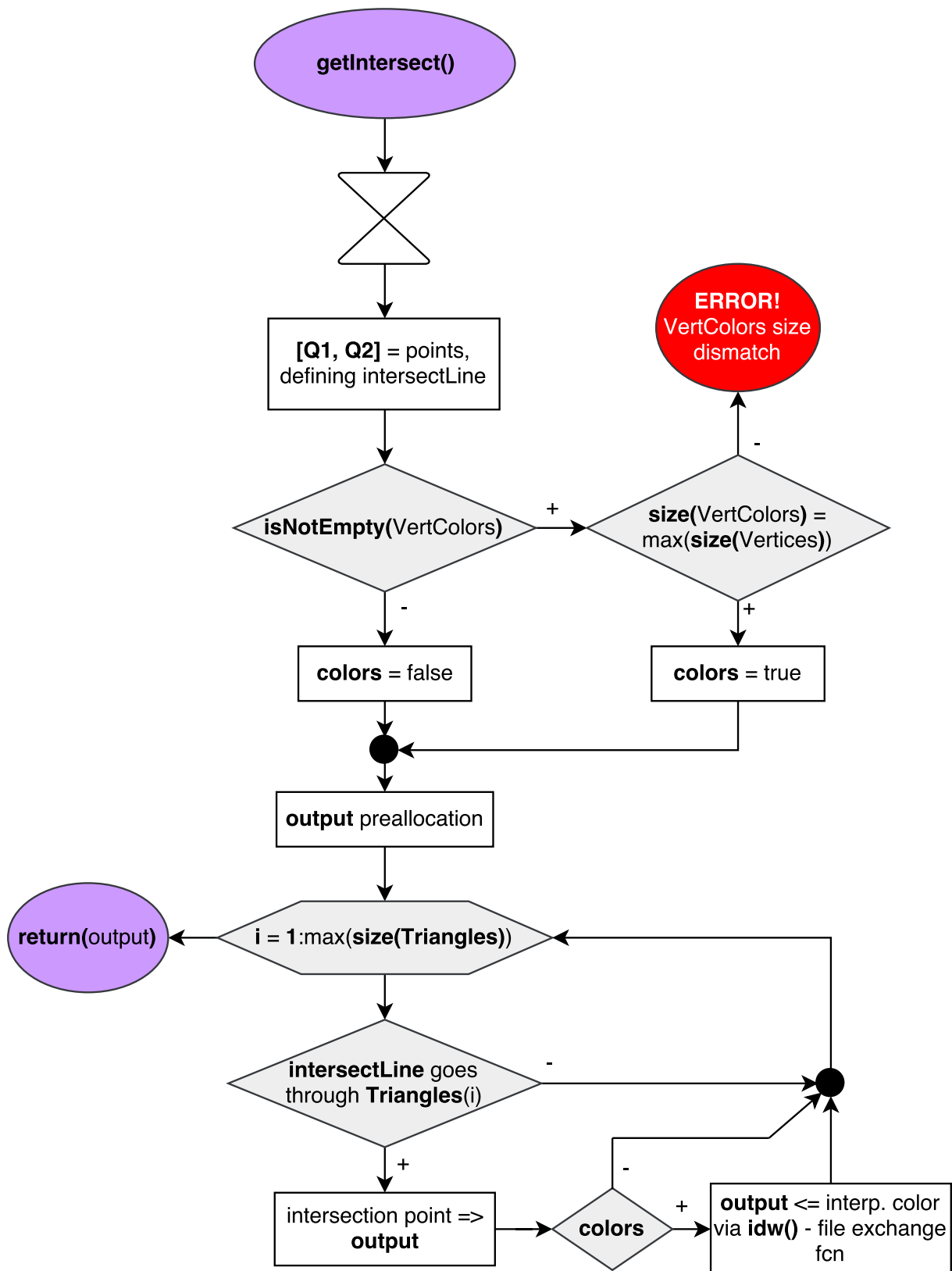


Diagram 6.11: getIntersect() - volání funkcí getPolarIntersections()

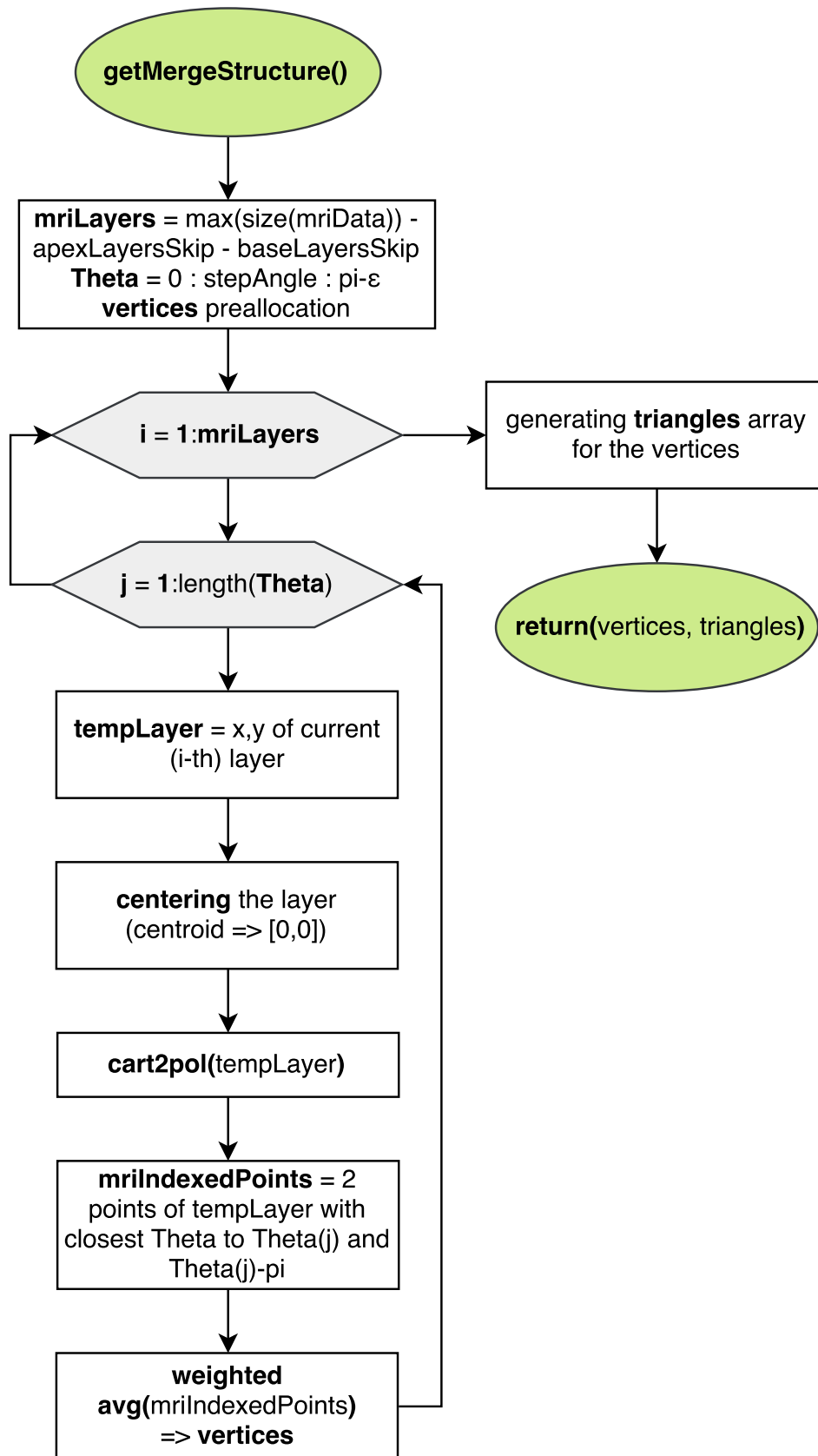


Diagram 6.12: getMergeStructure() - volání na stisk Merge