



# VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

## FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

## ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

## SEGMENTACE ULTRAZVUKOVÝCH SEKVENCÍ

IMAGE SEGMENTATION OF ULTRASOUND IMAGES

### BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

### AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Jana Schwarzerová

### VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Martin Mézl, Ph.D.

BRNO 2018

# Bakalářská práce

bakalářský studijní obor **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

**Studentka:** Jana Schwarzerová

**ID:** 186686

**Ročník:** 3

**Akademický rok:** 2017/18

**NÁZEV TÉMATU:**

## Segmentace ultrazvukových sekvencí

### POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s principem perfúzního zobrazení pomocí kontrastní ultrasonografie. 2) Prostudujte techniky používané pro segmentaci ultrazvukových sekvencí a vyberte vhodné metody pro segmentaci dat. 3) Vybrané metody naprogramujte v programovém prostředí Matlab a otestujte na uměle vytvořených a fantomových datech. 4) Práci rozšiřte o další metody pro segmentaci dat. Proveďte testování na reálných ultrazvukových snímcích pro perfúzní analýzu. 5) Práci doplňte o grafické uživatelské rozhraní (GUI), ve kterém bude možné zadávat parametry jednotlivých metod a zobrazovat výsledek segmentace. 6) Diskutujte možnosti a výsledky jednotlivých metod v závislosti na vlastnostech obrazů.

### DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] NOBLE J.A., BOUKERROU, D.. Ultrasound image segmentation: a survey. IEEE Transactions on Medical Imaging, vol. 25, issue 8, 2006. doi: 10.1109/TMI.2006.877092

[2] JAN, J. Medical Image Processing, Reconstruction and Restoration: Concepts and Methods. Boca Raton: Taylor & Francis Group, 2006. ISBN: 0-8247-5849-8 (vybrané kapitoly).

**Termín zadání:** 5.2.2018

**Termín odevzdání:** 25.5.2018

**Vedoucí práce:** Ing. Martin Mézl, Ph.D.

**Konzultant:**

**prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.**  
*předseda oborové rady*

### UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

## **Abstrakt**

Tato bakalářská práce se zabývá základním popisem ultrasonografie, principem kontrastního zobrazení a aplikací segmentačních metod v ultrasonografické problematice. Z uvedených segmentačních metod byly některé metody vybrány a implementovány v programu Matlab verze R2015b. Algoritmy byly testovány na uměle vytvořených datech, na ultrazvukových fantómech i na reálných ultrazvukových obrázcích. Následně byla práce rozšířena na segmentaci ultrazvukových sekvencí.

## **Klíčová slova**

Ultrazvuk, Ultrasonografie, Perfúzní zobrazení, Segmentace, Metoda prahování, Metoda narůstání oblastí, Metoda rozvodí, Metoda aktivních hranových kontur, Grafické uživatelské rozhraní

## **Abstract**

This bachelor's thesis deals with basic description of ultrasonography, principles of contrast-enhanced imaging and application of segmentation methods in ultrasound problematics. Some individual methods were implemented in Matlab, version R2015b. Algorithms were tested on synthetic images data, on ultrasound phantom images data and on real ultrasound images. Then the thesis was extended by ultrasound sequences segmentation.

## **Keywords**

Ultrasound, Ultrasonography, Perfusion Imaging, Segmentation, Median Filter, Lee filter, Thresholding Method, Region Growing Method, Watershed Method, Active Shape Contours Method, Graphical User Interface

### **Bibliografická citace:**

SCHWARZEROVÁ, J. *Segmentace ultrazvukových sekvencí*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2018. 56 s, 8 s příloh. Vedoucí práce: Ing. Martin Mézl, Ph.D.

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Segmentace ultrazvukových sekvencí jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené závěrečné práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této závěrečné práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědoma následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne 22. 5. 2018

.....  
podpis autorky

## **Poděkování**

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

V Brně dne 22.5. 2018

.....  
podpis autorky

# Obsah

Úvod.....	13
1    Ultrasonografie obecně .....	14
1.1    Fyzikální principy v ultrasonografii.....	14
1.2    Ultrazvukový diagnostický systém .....	15
1.3    Metody a režimy zobrazení ultrazvuku.....	16
1.4    Zobrazení pomocí kontrastních látek .....	17
1.5    Perfúzní zobrazení.....	18
2    Segmentace obrazů .....	19
2.1    Parametrické metody segmentace .....	19
2.2    Regionální metody segmentace.....	20
2.3    Metody založené na detekci hran .....	22
2.4    Segmentace podle porovnávání vzorů .....	24
2.5    Segmentace pomocí flexibilních obrysů, optimalizací .....	24
3    Problematika a využití ultrazvukové segmentace.....	27
3.1    Kardiologické ultrazvukové segmentace .....	27
3.2    Onkologická ultrazvuková segmentace.....	28
3.3    Intravaskulární ultrazvuk .....	29
3.4    Porodnictví a gynekologie v ultrazvukové segmentaci.....	29
4    Segmentace ultrazvukových obrazů v Matlabu .....	31
4.1    Grafické uživatelské rozhraní .....	32
4.2    Předzpracování obrazů .....	33
4.3    Segmentace metodou prahování .....	36
4.4    Segmentace metodou narůstání oblastí .....	41
4.5    Segmentace metodou rozvodí .....	45
4.6    Segmentace pomocí aktivních hranových kontur .....	46
5    Segmentace ultrazvukových sekvencí v Matlabu .....	50

5.1	Grafické uživatelské rozhraní .....	51
5.2	Úpravy pomocí morfologických operací .....	52
5.3	Segmentace sekvencí metodou narůstání oblastí .....	53
5.4	Segmentace sekvencí pomocí aktivních hranových kontur .....	54
6	Vyhodnocení.....	56
6.1	Vyhodnocení segmentace obrazů.....	56
6.2	Vyhodnocení segmentace sekvencí.....	57
6.3	Porovnání výsledků s ImageJ.....	58
	Závěr.....	60
	Literatura.....	61
	Seznam příloh.....	64



## Seznam obrázků

OBRÁZEK 1.1: ULTRAZVUKOVÝ DIAGNOSTICKÝ PŘÍSTROJ PŘI VYŠETŘENÍ [3] .....	6
OBRÁZEK 4.1: PRVNÍ ČÁST UŽIVATELSKÉHO ROZHRAŇÍ PRO SEGMENTACI OBRAZŮ.....	23
OBRÁZEK 4.2: ČÁST UŽIVATELSKÉHO ROZHRAŇÍ S TLAČÍTKEM SEGMENTOVAT .....	24
OBRÁZEK 4.3: VLEVO PŮVODNÍ SNÍMEK BEZ POUŽITÍ MEDIÁNOVÉHO FILTRU; VPRAVO REÁLNÝ SNÍMEK S POUŽITÍM MEDIÁNOVÉHO FILTRU .....	25
OBRÁZEK 4.4: VLEVO PŮVODNÍ SNÍMEK; VPRAVO POUŽITÍ LEE FILTRU S OKNEM PĚT.....	26
OBRÁZEK 4.5: VLEVO PŮVODNÍ SNÍMEK; VPRAVO POUŽITÍ FROST FILTRU S ČTVERCOVÝM OKNEM PĚT .....	26
OBRÁZEK 4.6: UMĚLE VYTVOŘENÝ OBRAZ SPOLU SE ŠUMEM V MALOVÁNÍ SEGMENTOVANÝ METODOU JEDNODUCHÉHO PRAHOVÁNÍ .....	27
OBRÁZEK 4.7: VLEVO FANTOMOVÝ VSTUPNÍ OBRAZ; VPRAVO SEGMENTACE JEDNODUCHÉHO PRAHOVÁNÍ .....	27
OBRÁZEK 4.8: REÁLNÝ SNÍMEK SEGMENTOVANÝ METODOU JEDNODUCHÉHO PRAHOVÁNÍ .....	28
OBRÁZEK 4.9: UMĚLE VYTVOŘENÝ OBRAZ SPOLU SE ŠUMEM V MALOVÁNÍ SEGMENTOVANÝ METODOU JEDNODUCHÉHO PRAHOVÁNÍ .....	28
OBRÁZEK 4.10: VLEVO FANTOMOVÝ VSTUPNÍ OBRAZ; VPRAVO SEGMENTACE JEDNODUCHÉHO PRAHOVÁNÍ .....	28
OBRÁZEK 4.11: REÁLNÝ SNÍMEK SEGMENTOVANÝ METODOU PRAHOVÁNÍ POMOCÍ FUNKCE $GRAYTHRESH(I)$ .....	29
OBRÁZEK 4.12: UMĚLE VYTVOŘENÝ OBRAZ SPOLU SE ŠUMEM V MALOVÁNÍ SEGMENTOVANÝ METODOU DVOJITÉHO PRAHOVÁNÍ .....	29
OBRÁZEK 4.13: VLEVO FANTOMOVÝ VSTUPNÍ OBRAZ; VPRAVO SEGMENTACE DVOJITÉHO PRAHOVÁNÍ .....	29
OBRÁZEK 4.14: REÁLNÝ SNÍMEK SEGMENTOVANÝ METODOU DVOJITÉHO PRAHOVÁNÍ .....	30
OBRÁZEK 4.15: 1-VSTUPNÍ OBRAZ, 2-MASKA VYTVOŘENÁ POMOCÍ $ROIPLY$ , 3-JEDNODUCHÉ PRAHOVÁNÍ, 4-ALGORITMUS POMOCÍ $GRAYTHRESH$ , 5-DVOJTÉ PRAHOVÁNÍ.....	30
OBRÁZEK 4.16: POUŽITÍ MEDIÁNOVÉHO FILTRU S OKNEM 5x5 NA 1-VSTUPNÍ OBRAZ, 2- JEDNODUCHÉ PRAHOVÁNÍ, 3-ALGORITMUS POMOCÍ $GRAYTHRESH$ , 4-DVOJTÉ PRAHOVÁNÍ .....	31
OBRÁZEK 4.17: VLEVO PŮVODNÍ OBRAZ; VPRAVO VÝSTUPNÍ OBRAZ JEDNODUCHÉHO PRAHOVÁNÍ S NIŽŠÍ HODNOTOU NEŽ JE OPTIMÁLNÍ PRÁH.....	31

OBRÁZEK 4.18: VLEVO PŮVODNÍ OBRAZ; VPRAVO VÝSTUPNÍ OBRAZ JEDNODUCHÉHO PRAHOVÁNÍ S VYŠŠÍ HODNOTOU NEŽ JE OPTIMÁLNÍ PRÁH .....	32
OBRÁZEK 4.19: DIAGRAM FUNKCE NARŮSTÁNÍ OBLASTÍ .....	32
OBRÁZEK 4.20: VLEVO VSTUPNÍ OBRAZ POSTIŽENÝ ŠUMEM <i>SPECKLE</i> ; VPRAVO VÝSLEDNÝ OBRAZ SEGMENTACE NARŮSTÁNÍ OBLASTÍ BEZ POUŽITÍ FILTRACE .....	33
OBRÁZEK 4.21: VLEVO VSTUPNÍ OBRAZ POSTIŽENÝ ŠUMEM <i>SPECKLE</i> ; VPRAVO VÝSLEDNÝ OBRAZ SEGMENTACE NARŮSTÁNÍ OBLASTÍ S POUŽITÍM LEE FILTRU .....	33
OBRÁZEK 4.22: VLEVO FANTOMOVÝ VSTUPNÍ OBRAZ; VPRAVO SEGMENTACE NARŮSTÁNÍ OBLASTÍ BEZ POUŽITÍ FILTRACE .....	34
OBRÁZEK 4.23: VLEVO FANTOMOVÝ VSTUPNÍ OBRAZ; VPRAVO SEGMENTACE NARŮSTÁNÍ OBLASTÍ S POUŽITÍM LEE FILTRU .....	34
OBRÁZEK 4.24: REÁLNÝ SNÍMEK SEGMENTOVANÝ METODOU NARŮSTÁNÍ OBLASTÍ BEZ POUŽITÍ FILTRACE .....	34
OBRÁZEK 4.25: REÁLNÝ SNÍMEK SEGMENTOVANÝ METODOU NARŮSTÁNÍ OBLASTÍ S POUŽITÍM LEE FITRU S NASTAVENOU MAXIMÁLNÍ ROZDÍLNOU HODNOTOU INTENZIT 0,2 .....	35
OBRÁZEK 4.26: REÁLNÝ SNÍMEK SEGMENTOVANÝ METODOU NARŮSTÁNÍ OBLASTÍ S POUŽITÍM LEE FITRU S NASTAVENOU MAXIMÁLNÍ ROZDÍLNOU HODNOTOU INTENZIT 0,1 .....	35
OBRÁZEK 4.27: ZOBRAZENÍ OBRYSU SEGMENTU V SEGMENTACI REÁLNÉHO OBRAZU POMOCÍ NARŮSTÁNÍ OBLASTÍ S POUŽITÍM LEE FITRU S NASTAVENOU MAXIMÁLNÍ ROZDÍLNOU HODNOTOU INTENZIT 0,1 .....	35
OBRÁZEK 4.28: 1 UMĚLE VYTVOŘENÝ VSTUPNÍ OBRAZ; 2 OBRAZ VYSEGMENTOVANÝ POMOCÍ SOBELOVY MASKY; 3 OBRAZ VYSEGMENTOVANÝ POMOCÍ ROBINSONOVY MASKY; 4 OBRAZ VYSEGMENTOVANÝ POMOCÍ PREWITTOVA OPERÁTORU .....	36
OBRÁZEK 4.29: 1 FANTOMOVÝ VSTUPNÍ OBRAZ; 2 OBRAZ VYSEGMENTOVANÝ POMOCÍ SOBELOVY MASKY; 3 OBRAZ VYSEGMENTOVANÝ POMOCÍ ROBINSONOVY MASKY; 4 OBRAZ VYSEGMENTOVANÝ POMOCÍ PREWITTOVA OPERÁTORU .....	37
OBRÁZEK 4.30: DIAGRAM FUNKCE AKTIVNÍCH HRANOVÝCH KONTUR .....	38
OBRÁZEK 4.31: VSTUPNÍ MASKA U FANTOMU URČENA POMOCÍ FUNKCE <i>ROI POLY</i> .....	39
OBRÁZEK 4.32: SEGMENTACE POMOCÍ AKTIVNÍCH HRANOVÝCH KONTUR FANTOMU, BEZ POUŽITÍ FILTRACE .....	39
OBRÁZEK 4.33: VSTUPNÍ MASKA U REÁLNÉHO OBRAZU URČENA POMOCÍ FUNKCE <i>ROI POLY</i> .....	40
OBRÁZEK 4.34: SEGMENTACE POMOCÍ AKTIVNÍCH HRANOVÝCH KONTUR REÁLNÉHO OBRAZU, BEZ POUŽITÍ FILTRACE .....	40

OBRÁZEK 5.1: GRAF INTENZIT JASU PRO VŠECHNY POUŽÍVANÉ REÁLNÉ SEKVENCE .....	42
OBRÁZEK 5.2: DIAGRAM ZNÁZORŇUJÍCÍ ALGORITMUS U METODY NARŮSTÁNÍ OBLASTÍ V SEGMENTACI SEKVENCÍ.....	44
OBRÁZEK 5.3: FANTOMOVÁ SEKVENCE SEGMENTOVÁNA METODOU NARŮSTÁNÍ OBLASTÍ .....	45
OBRÁZEK 5.4: REÁLNÁ SEKVENCE SEGMENTOVÁNA METODOU NARŮSTÁNÍ OBLASTÍ .....	45
OBRÁZEK 5.5: FANTOMOVÁ SEKVENCE SEGMENTOVÁNA METODOU AKTIVNÍCH KONTUR .....	46
OBRÁZEK 5.6: REÁLNÁ SEKVENCE SEGMENTOVÁNA METODOU AKTIVNÍCH KONTUR.....	46
OBRÁZEK 6.1: THRESHOLD POUŽITÝ V SOFTWAREU IMAGEJ S DEFAULTNÍM NASTAVENÍM .....	49
OBRÁZEK 6.2: VÝSLEDNÁ SEGMENTACE POMOCÍ FUNKCE THRESHOLD V SOFTWAREU IMAGEJ .....	50
OBRÁZEK 1: SEGMENTACE POMOCÍ NARŮSTÁNÍ OBLASTÍ NA REÁLNÝCH DATECH .....	1
OBRÁZEK 2: SEGMENTACE POMOCÍ AKTIVNÍCH KONTUR NA REÁLNÝCH DATECH .....	1
OBRÁZEK 3: ČÁST SEKVENCE1 S VYBRANÝMI SNÍMKY SEGMENTOVANOU METODOU NARŮSTÁNÍ OBLASTÍ .....	2
OBRÁZEK 4: ČÁST SEKVENCE1 S VYBRANÝMI SNÍMKY SEGMENTOVANOU METODOU AKTIVNÍCH HRANOVÝCH KONTUR.....	3
OBRÁZEK 5: SKRIPTY URČENÉ PRO UŽIVATELE .....	4
OBRÁZEK 6: VZHLED UŽIVATELSKÉHO ROZHRAŇÍ NA POČÁTKU .....	5
OBRÁZEK 7: UŽIVATELSKÉ ROZHRAŇÍ S PROVEDENOU MEDIÁNOVOU FILTRACÍ.....	5
OBRÁZEK 8: VZHLED UŽIVATELSKÉHO ROZHRAŇÍ NA KONCI SEGMENTACE.....	6
OBRÁZEK 9: VZHLED UŽIVATELSKÉHO PROSTŘEDÍ PRO SEGMENTACI SEKVENCÍ NA KONCI SEGMENTACE .....	7

## Seznam algoritmů

ALGORITMUS 1: POPSÁNÍ APLIKACE MULTIPLIKATIVNÍHO ŠUMU.....	23
ALGORITMUS 2: HLAVNÍ ČÁST FUNKCE PRO JEDNODUCHÉ PRAHOVÁNÍ [11].....	28
ALGORITMUS 3: HLAVNÍ ČÁST FUNKCE PRO DVOJITÉ PRAHOVÁNÍ [11] .....	30
ALGORITMUS 4: METODA ROZVODÍ Z [11] .....	38
ALGORITMUS 5: ČÁST VÝPOČTU PRO NÁSLEDNÉ SESTROJENÍ GRAFU INTENZIT JASU .....	43

# Úvod

Ultrazvukové zobrazovací techniky jsou významné metody lékařské diagnostiky. Ultrasonografie je neinvazivní diagnostika bez rizika ozáření. Ovšem kvalita získaných obrazů je velice špatná, jelikož ultrazvukové obrazy jsou velmi poškozeny především multiplikativním šumem a zobrazením různých artefaktů. Pro zvýšení kvality ultrazvukových obrazů se používají především kontrastní látky a pro efektivnější a snadnější diagnostiku jsou používány segmentační metody jako základní kroky ve zpracování a analýze obrazů. Pro plné pochopení práce, je tato práce tématicky rozdělena do tří částí.

První část je čistě teoretická. Je zde obecně popsána ultrasonografie. Jsou zde její fyzikální principy, metody zobrazovacích systémů v dané problematice, režim zobrazení ultrazvuku, využití kontrastních látek a základy perfúzního zobrazení. Díky těmto základům je dále snadnější pochopení aplikace segmentačních algoritmů v dané problematice. Následně jsou teoreticky rozebrány a vysvětleny metody segmentace obrazů, její podmínky, účely a cíle.

V druhé části je hlubší náhled používaných segmentačních metod v aplikaci na ultrasonografii v medicínském prostředí. Najdeme zde náznak již praktického využití, avšak kapitola je spíše teoretická.

V poslední části jsou některé metody prakticky implementovány v Matlabu verzi R2015b. Prvotně jsou metody naprogramované pro segmentaci obrazů. Z těchto metod jsou vyhodnocené algoritmy, které nejlépe segmentují ultrazvukové obrazy a tyto algoritmy jsou nadále použity pro segmentaci ultrazvukových sekvencí. Celá práce je doplněna grafickým uživatelským prostředím.

# 1 Ultrasonografie obecně

Ultrasonografie je diagnostická zobrazovací technika. Základem ultrasonografie je zpracování ultrazvukového signálu. Dnes ultrasonografii řadíme mezi nejrozšířenější a nejdostupnější diagnostické zobrazovací techniky.

Ultrasonografie má svůj počátek v 50. letech 20. století. První linií pro rozvoj ultrasonografie byla ultrazvuková průmyslová defektoskopie. Byla založena na detekci dvou prostředí o různých akustických impedancích. Tato metoda je také známá jako metoda nedestruktivního průkazu vad materiálu. Druhá linie metod byla založená na Dopplerově principu. Dvě linie se vyvíjely odděleně až do 70. let 20. století. Poté se začaly vyrábět ultrazvukové diagnostické přístroje obsahující zobrazovací i dopplerovské moduly. [1]

## 1.1 Fyzikální principy v ultrasonografii

Jak již bylo zmíněno, základem ultrasonografie je zpracování ultrazvuku. Ultrazvukem tedy myslíme mechanické kmity o frekvenci vyšší než je hranice slyšitelnosti lidského ucha, tj. vyšší než 20 kHz [1]. Ultrazvukové zobrazování je použití vysokofrekvenční zvukové vlny vytvořené piezoelektrickým efektem [6].

Mechanické kmity se šíří podélným vlněním, příčným vlněním nebo Rayleighovými vlnami. V lidském těle se nejčastěji setkáme s podélným vlněním, jedná se především o měkké tkáně. Příčné vlnění je charakteristické pro pevná prostředí, tedy např. kost. Rayleighovy vlny se šíří po povrchu do hloubky jedné vlnové délky, z čehož můžeme usoudit, že tyto vlny nemají žádný význam, konkrétně ve zpracování ultrasonografie. [2]

Z akustického hlediska můžeme prostředí charakterizovat základními parametry, tedy rychlostí šíření ultrazvuku daným prostředím, akustickou impedancí, útlumem a intenzitou. Akustická impedance je analogie Ohmova zákona. Útlum lze vyjádřit jako změnu akustického tlaku. Intenzita ultrazvuku je definována jako výkon vyzářený na plochu o určitém obsahu. Dalšími důležitými parametry v ultrasonografii jsou úhly odrazu a dopadu, tedy odraz a lom, kde pro popis chování vlny používáme Snellův zákon z optiky. [2]

Velice důležité fyzikální principy týkající se ultrasonografie, jsou uskutečněny právě na rozhraní dvou prostředí. Zde dochází jak již ke zmiňovanému odrazu a lomu, také k rozptylu, interferenci a absorpci. Jinak řečeno při dopadu ultrazvukové vlny na rozhraní se část vlny odrazí a část vlny projde. Díky akustickým impedancím obou prostředí určíme, kolik energie se vrátí a kolik projde. V závislosti na akustických impedancích jednotlivých prostředí bude definován koeficient odrazu  $R$ : [2]

$$R = \frac{p_A}{p_B} \quad (1)$$

kde  $R$  je výsledný koeficient odrazu,  $p_A$  je odražený akustický tlak a  $p_B$  je dopadající akustický tlak. Posledním a důležitým fyzikálním jevem týkající se ultrazvukových vln je Dopplerův jev, o kterém bude zmínka v metodách zobrazení, tedy kapitole 1.3.

## 1.2 Ultrazvukový diagnostický systém

Ultrazvukový diagnostický přístroj známý také jako ultrasonograf nebo echograf, je zařízení, díky němuž vytváříme tomografické obrazy vyšetřované tkáně. Tyto obrazy se vytváří na základě hloubky odražené ultrazvukové vlny. Ultrazvukový diagnostický přístroj, je zobrazen na obrázku 1.1, se skládá z vyšetřovacích sond, elektrických obvodů, zobrazovací jednotky a záznamových jednotek. [1]



Obrázek 1.1: Ultrazvukový diagnostický přístroj při vyšetření [3]

Vyšetřovací sondy rozlišujeme na sondy sektorové, konvexní a lineární [2]. Sektorové sondy se používají při transtorakálním vyšetření srdce, vyšetření jater atd., kde je ultrazvukový svazek vychylován elektronickým principem *phased array*. Lineární sondy slouží k vyšetření povrchových orgánů, jelikož poskytují pravoúhlé zobrazení pomocí principu *linear array*. Kombinací lineární a sektorové sondy vzniká konvexní sonda. U konvexní sondy máme uspořádání měničů stejné jako v případě lineární sondy tzv. *linear array*, avšak konvexní tvar plochy má za následek obraz odpovídající sektorové sondě. Zcela inovativní jsou tzv. maticové sondy neboli *matrix transducers*. Maticové sondy mají miniaturizované piezoelektrické měniče [1]. Přijímací měniče najdeme na celé ploše a je jich dvakrát více než vysílačích, které najdeme v centru sondy [1].

Elektrické obvody slouží zejména pro buzení piezoelektrických krystalů sondy a pro přijímání signálů. Elektrický signál je zpracováván prostřednictvím A/D převodníku [6], tedy digitalizován. Následně je zesílen, vyfiltrován a je provedená logaritmická konverze. Výsledek je zobrazen v jasové modulaci, nejčastěji odstíny šedi, ve formě výsledného obrazu. Zobrazovací jednotkou je myšlena převážně obrazovka či monitor. Záznamová jednotka je v současnosti plně digitalizována a slouží k uložení obrazů i textových dat.

Počítačová technologie v dnešní době umožňuje před-programování optimálních podmínek tzv. *preset*, nebo dodatečná zpracování a manipulaci s obrazem a uložení obrazů neboli *postprocessing* [1]. Do *postprocessingu* řadíme i segmentaci ultrazvukových sekvencí.

### 1.3 Metody a režimy zobrazení ultrazvuku

Diagnostické metody zobrazení ultrazvuku, úzce souvisí s jejich režimem zobrazení. Je to dáno tím, že jednotlivé diagnostiky konkrétních orgánů se stanovují na různých režimech, pomocí odlišných principů.

Jako první navážu na zmiňovaný fyzikální Dopplerův jev. Podle tohoto jevu jsou i základní metody zobrazení ultrazvuku nazývány jako Dopplerovské metody. Jedná se o změnu detekované frekvence oproti frekvenci vysílané, v důsledku pohybu zdroje a odražeče. Pomocí této metody je možné vyhodnotit např. rychlost proudění krve cévami. Tato metoda může být někdy nazývána jako D mód. [4]



Nejstarší režim zobrazení je A mód. Dnes slouží jen pro vyšetření a stanovení režimu oka. Výsledný signál je zobrazen na osciloskopu jako průběh v čase. S A módem se pojí termín echo. Metoda zobrazení spočívá v použití jednoho měniče. Tedy vysíláme ultrazvukové vlny do tkáně a přijímáme odražený signál. Nejpoužívanějším a nejrozšířenějším režimem zobrazení dnes je B mód. Je to rozšíření A módu [2]. Výsledná echa jsou zpracována a jsou zobrazená v barevné modulaci, kde černou barvou zobrazujeme hypoechoegenní struktury např. krev, šedou barvou jednotlivé modulace určitých odrazů a bílou barvou hyperochogenní struktury jako jsou různé kalcifikace. [2]

Zobrazení, které již dává informaci pohybujícím se strukturám v čase, se nazývá M mód neboli TM mód podle anglického spojení „*time motion*“. Vznikl z B módu zobrazení, z kterého se vybere jedna linie a časový průběh se provede na ní [2]. Poněkud modernější režimy jsou již metody 3D zobrazení, které umožňují získat danou informaci v 3D prostoru, nebo dokonce obrazy ve vývoji v čase tedy 4D. [2]

Barevné režimy zobrazení jsou kombinací Dopplerovských metod a B módu [2]. Z diagnostického hlediska lze získat informace v barevné škále, týkající se především zobrazení cév a srdečních chlopní. Zvláštním typem barevného režimu zobrazení v ultrasonografii je tzv. energetický Doppler. Toto zobrazení poskytuje informaci velikosti toku. [2]

## **1.4 Zobrazení pomocí kontrastních látek**

Kontrastní látky používané v ultrasonografii jsou mikrobubliny plynu v kapalině. Obvykle jsou aplikovány do krevního oběhu injekcí, či infuzí, tedy intravenózně [2]. Díky mikrobublinám dochází ke zvýšení kontrastu v prokrvených strukturách, neboli zvýšení modulace v prokrvených částech organismu. Pomocí rozšířeného zobrazení o kontrastní látky je diagnosticky možné hodnocení kvantitativně, např. kvantitativní hodnocení prokrvení organismu, a také diagnostické hodnocení časového vývoje koncentrace kontrastních látek. [2]

## 1.5 Perfúzní zobrazení

Perfúzní zobrazování je důležitou metodou pro diagnostiku a sledování terapie u ischemických a onkologických nemocí. Je také slibným nástrojem diskriminace mezi rakovinou a zánětem [8]. Perfúzní zobrazení využívá obecně především kontrastní látky, jak již bylo výše zmíněno, konkrétně u ultrazvuku mikrobubliny plynu, ke kvantitativnímu hodnocení. V současné době jsou dva hlavní přístupy kvantitativní ultrazvukové perfúzní analýzy přerušování (*burst-replenishment*) a sledování bolusu [8]. Bolus je slovo latinského původu a značí, tzv. jednorázovou dávku léku podanou během krátké doby do žíly, poté často doplněnou jeho dalším dlouhodobým podáváním v menších dávkách.

Metoda přerušování je používána převážně v experimentálním výzkumu v aplikaci perfúze myokardu, či cerebrální, renální a perfúzi jater. Tato technika je založena na destrukci mikrobublin v analyzované oblasti [8]. Metoda sledování je technika, při které se sleduje koncentrace během průchodu bolusu [8].

Perfúzní zobrazení není jen záležitost ultrasonografie, nýbrž má velké využití i v jiných zobrazovacích metodách, jako jsou např. CT, MRI. Na rozdíl od nich má perfúzní zobrazení řadu výhod týkajících se především rychlosti a ceny [7]. Ovšem je s ním spojená i řada nevýhod, mezi nejdůležitější patří zhoršená kvalita obrazu.

## 2 Segmentace obrazů

Segmentace je jeden ze základních kroků analýzy obrazů. Segmentaci můžeme definovat jako rozdělení obrazu a tak vymezení oblastí zájmů. Slovo segmentace má dva významy. První je procedura vedoucí k segmentování obrazů a druhý význam je výsledek této procedury [9]. Výsledkem segmentace je pak opět obraz stejných rozměrů jako originál, ve kterém jsou jednotlivé oblasti vyznačeny [11].

Segmentace rozděluje obraz na části tzv. segmenty, které odpovídají konkrétním objektům v obraze. Ve výsledku má každý obrazový pixel přiřazený index vyjadřující jeho příslušnost ke konkrétnímu segmentu [5]. Informace o rozdělení je následně zpracována segmentačními procesy. Segmentační procesy můžeme dle společných rysů klasifikovat na segmentační metody v několika třídách, které budou popsány níže [9]. Mezi tyto třídy patří tzv. parametrické metody segmentace, regionální metody, a jiné.

### 2.1 Parametrické metody segmentace

Parametrické metody segmentace jsou někdy uváděny jako kategorie segmentací podle homogenity oblastí. Parametr pro segmentaci tedy je charakterizován podobností. Jako parametr můžeme použít např. jas, intenzitu ve formě stupně šedi atd. Avšak parametr může být i komplexnější vektor z vyšších dimenzí. [9]

Předpoklad homogenity segmentace má svá omezení, což značí, že nebude fungovat v případě změn v parametrech z důvodu měnícího se osvětlení, nehomogenitě pole atd. Pro přesnější představu si můžeme uvést příklad odlišností vlastností tkáně uvnitř orgánu, který považujeme za jeden segment. [9]

#### 2.1.1 Segmentace založená na intenzitě

Segmentace založená na intenzitě stanovuje horní a dolní limity pixelů intenzity pro různé objekty. Díky tomu je segmentace automaticky homogenní ve smyslu, že všechny její pixely mají intenzitu ve stejném rozsahu. [9]

Nejznámější segmentační metoda založená na intenzitě je prahování, neboli anglicky *thresholding*. Prahování patří mezi nejjednodušší segmentační techniky.

Pro každou třídu parametru je nutné pomocí prahů stanovit jedinečný interval hodnot, který se nesmí překrývat s ostatními intervaly. Stanovit meze prahů je největší problém. Obvykle nám pomůže vykreslit si histogramy pro konkrétní příklad. Nutno poznamenat, že v hledání optimálního prahu existuje i řada kvantitativních metod. [11]

Základní prahování neboli prosté prahování se zakládá na volbě jednoho prahu, čímž vzniká binární obraz. Z hodnot pod prahem se stávají nulové hodnoty, z nadprahových hodnoty jedničkové. [11]

Rozšířenější variantou již je dvojité prahování. Jak již název napovídá, zde se určí dva prahy. Výsledkem dvojitého prahování, proto může být i šedotónový obraz. Šedotónový výstupní obraz vznikne za podmínky, že hodnoty pixelů z intervalu mezi dvěma prahy zůstanou zachovány a hodnoty pixelů mimo tento interval budou upraveny na nulu. Alternativně je možné se k tomu výsledku dostat i pomocí dvojitého prahování s binárním výstupem, kdy binární masku vynásobíme po prvcích s originálem. [11]

Do třídy pro segmentaci založených na parametrických metodách, patří mimo segmentaci založené na intenzitě i segmentace obrazů s vektorovými hodnotami. Vektorové hodnoty můžeme považovat za hodnoty parametrických, barevných nebo multimodálních obrazů. V ultrazvukové problematice se ovšem takové obrazy nevyskytují, proto se touto metodou segmentace nebudeme zabývat.

## **2.2 Regionální metody segmentace**

Pro regionální metody segmentace je důležité pochopit pojem region, který se charakterizuje tím, že v obrazové oblasti má určité společné vlastnosti. Regionální metody lze vysvětlit na základě konceptu parametrických obrazů. [9]

Tyto metody také využívají koncept homogenity, ačkoliv mohou být aplikovány více lokálně, což má za důsledek poskytování vyšší flexibility v segmentační definici. Metody dělení a slučování oblastí, narůstání oblastí i metoda rozvodí odpovídají regionově orientovaným segmentacím. [11]

### **2.2.1 Metoda dělení a slučování oblastí**

Metoda dělení a slučování patří do základních algoritmů založených na regionální segmentaci, proto je zde teoreticky nastíněna. Metoda dělení a slučování oblastí je rozdělena do dvou hlavních kroků, jak již napovídá název. V prvním kroku se dělí oblasti, které nejsou homogenní, dokud není v dílčích oblastech homogenity dosaženo. Vhodným způsobem dělení, je dělení na kvadranty. Poté jsou oblasti nacházející se vedle sebe spojovány, pokud splňují určitý práh podobnosti. Nevýhodou dělení a slučování kvadrantů je, že má sklon k pravoúhlosti segmentovaných oblastí. [11]

Algoritmus této metody je velice obtížný, jelikož se dá při jeho realizaci lehce zacyklit v prvním kroku – dělení. Pokud rozdělujeme segmenty do několika oblastí, ve kterých zkoumáme jejich homogenitu, nejsme schopni předem určit, na jakou podúroveň matice se dostaneme. Obecně se problematika vnořování řeší pomocí rekurzních funkcí. Rekurzní funkce je definována jako funkce, která volá samu sebe. Tedy funkce je znovu volána a to před ukončením celého jejího předchozího algoritmu. Musí ovšem obsahovat předem stanové podmínky definující, kdy se má vnořování zastavit. V případě metody dělení by podmínka měla zahrnovat splnění homogenity oblastí.

### **2.2.2 Metoda narůstání oblastí**

Průběh segmentace metodou narůstání oblastí je možné rozdělit do čtyř základních částí. Konkrétně se jedná o volbu iniciačních (startovacích) bodů narůstání, kontrolu okolí, rozhodnutí o přidání pixelů a ukončení algoritmu. [11]

Iniciační body se do obrázku vkládají na základě předchozích analýz obrazů, nebo je může interaktivně zadávat uživatel. U iniciačních bodů se kontrolují jejich okolní pixely a na základě určitého kritéria se rozhoduje, zda budou přidány ke vznikajícímu segmentu. Kritéria jsou buďto statická nebo dynamická.

U statických kritérií se porovnává parametr s parametrem testovaného pixelu. U dynamického kritéria porovnáváme parametr testovaného pixelu s parametrem naposledy přidaného pixelu, nebo s aktuální střední hodnotou parametru [11]. Proto je výhodnější používat dynamický parametr u obrazů, kde není sledovaný

parametr homogenně vyhovující. Ukončení algoritmu nastane ve chvíli, kdy už žádné pixely nevyhovují zvoleným kritériím.

### **2.2.3 Metoda rozvodí**

V této metodě chápeme obraz jako reliéf terénu. Vrcholy odpovídají maximálním hodnotám jasu. Metodu rozvodí je neefektivní používat na původní jasový obraz, proto je nutné odvodit parametrický obraz, přičemž se nejčastěji používají operátory aproximující první derivace diferencemi. Aproximace gradientu pak teprve vstupuje do samotné segmentační metody [11].

Výsledný obraz tvoří povodí a rozvodí. Povodí jsou jednotlivé segmenty a rozvodí je myšlena hranice segmentů. Princip metody rozvodí vychází ze simulace povodně [11]. Tato metoda má výhodu v její robustnosti vůči šumu a nevýhodu ve sklonu k přesegmentování obrazů.

## **2.3 Metody založené na detekci hran**

Poněkud odlišnější přístup k segmentaci jsou tzv. segmentace založené na detekci hran. Cílem těchto metod je poskytnout hranice obrazových segmentů. Pokud jsou hranice správně určeny a tvořeny uzavřenými křivkami nachází se uvnitř této křivky výsledný segment. Tyto metody jsou založené na principu homogenity segmentovaných regionů. Hrana je detekována v místě, kde se nachází změny v obrazových vlastnostech. [9]

Metody založené na detekci hran jsou velmi různorodé, setkáme se s Houghovou transformací, která bude dále popsána podrobněji, avšak můžeme se v rámci algoritmů setkat například s detekcí hran pomocí ohraničení přes modifikovanou hranu, nebo pomocí tzv. sledování hranic. Všechny metody jsou podrobně vysvětleny v [9].

V této kapitole si teoreticky rozebereme, jak již bylo zmíněno Houghovou transformaci, jelikož je to nejčastější používaný algoritmus v této problematice a následně zde uvedu poněkud novější metodu založenou na detekci hran pomocí fuzzy inferenčního systému.

### 2.2.1 Houghova transformace

Využívá se k částečné segmentaci, kdy jsou v obraze hledány objekty známých tvarů, které je možno popsat rovnicí. Jedná se tedy o hledání vektorů určitého parametru  $p$  hledané křivky odpovídající rovnici  $f(p) = 0$ , tak aby křivka optimálně procházela dostupnými úseky hran ve vstupním obraze. [11]

Vstupní obraz nejčastěji bývá binární. Každý pixel náležící k nějaké hraně může potenciálně být částí hledané křivky. V parametrickém prostoru, který lze získat právě Houghovou transformací, existuje pro každý hranový pixel množina bodů  $p$  vyhovující dané rovnici křivky. Průsečík křivek pak reprezentuje vektor parametrů, který reprezentuje hledaný objekt. [11]

U reálných dat se však vlivem šumu nejedná o přesný průsečík, ale o shluk, který má své maximum [11]. Tento šum můžeme převážně vidět právě u ultrazvukových obrazů a proto je potřeba následně použít další metody pro zpracování dat.

### 2.2.2 Fuzzy inferenční systém

Pro pochopení fuzzy inferenčního systému (FIS) je zde nutné uvést teorii fuzzy množin. Základní myšlenka fuzzy množin je jednoduchá. Pokud nejsme schopni stanovit přesné hranice třídy vymezené pojmem, nahradíme toto rozhodnutí mírou vybíranou z nějaké škály. Bude-li škála uspořádaná, pak menší míra bude vyjadřovat, že daný prvek leží někde na okraji třídy. Tuto míru nazýváme stupněm příslušnosti daného prvku k dané třídě. Třída, v níž každý prvek je charakterizován stupněm příslušnosti k této třídě, se nazývá fuzzy množina. [12]

Vstupu pro FIS slouží histogram zpracovávaného obrazu, následně se vytvoří funkce příslušnosti pro vstupní a pro výstupní hodnoty. Poté se zvolí maska a stupeň příslušnosti k detekci hrany. Čím větší bude rozdíl ve velikosti okolních pixelů, tím vyšší bude stupeň příslušnosti. Díky defuzzifikaci se následně rozhodne, jaké stupně příslušnosti budou považované za hranu. [13]

Tato metoda je výhodná pro použití v jiných aplikacích než ultrasonografii, jelikož díky přidělování určitých stupňů příslušnosti a přepočítávání do shluků je časově

náročná. Konkrétně u typických ultrazvukových obrazů, poškozených multiplikativním šumem, algoritmus probíhá opravdu dlouho.

## **2.4 Segmentace podle porovnávání vzorů**

V průmyslových oblastech je porovnávání konkrétního vzoru v obraze častým úkolem. Jelikož nemůžeme očekávat přesné porovnání vzorů, je nutnost definovat kritéria podobnosti podobné těm, o nichž se diskutuje. Nalezený objekt může být označen jako segment. Tímto způsobem pak lze vzít v úvahu detekci a lokalizaci vzoru metodou segmentace. [9]

Často se jedná o posun požadovaného vzoru na obrazovou rovinu. Zahrnutím dalšího stupně svobody komplikuje detekci např. rotace, perspektiva atd. V medicínském zobrazování je segmentace podle porovnávání vzorů použita při hledání polohy orgánů pomocí jeho tvaru, či připojením ke kostře. Využití této segmentační metody bychom tedy spíše hledali u trojrozměrných zobrazovacích systémů, jako je CT nebo MRI nikoli u ultrazvuku. [9]

## **2.5 Segmentace pomocí flexibilních obrysů, optimalizací**

Pokud jsou obrázky příliš postiženy šumem, texturované, nebo zobrazují falešné detaily, tak se segmentace obrysů získaných výše popsány metodami mohou jevit jako příliš strukturované, nebo správná segmentace může být zcela nemožná, viz níže. Moderní přístup k tomuto problému je založen na pružnosti neboli na deformovatelných obrysech. Koncept založený na vhodně definovaných křivkách, které mohou být deformovány tak, aby správně odpovídaly skutečným obrysům v obraze, zatímco jejich definice brání příliš podrobnému sledování malých detailů a šumu. [9]

Vývoj takového obrysu musí vzít v úvahu vlastnosti obrazu jako je zvolený stupeň pružnosti křivky a také interaktivní zásahy operátora, který chce obrys blízko k určitým orientačním bodům nebo chce zabránit vzniku nežádoucích vstupů či výčnělků. Zkoumané pole flexibilní segmentace je velice aktivní a současný stav je považován většinou za dočasný. [9]

Zásadní tři principy jsou popsány v následujících podkapitolách. Přestože budou metody popsány následně v dvojrozměrné formulaci, všechny mohou být zobecněné



i k trojrozměrným případům. [9] Segmentace pomocí flexibilních obrysů a optimalizací je nejpoužívanější právě v problematice ultrasonografii.

### 2.5.1 Parametrické flexibilní kontury

Parametrický flexibilní kontury jsou definovány jako křivky, které nemusí být nutně uzavřené. Problém je v zásadě formulován jako hledání optimálního vektoru, který omezuje křivku na požadovaný tvar. Pokud je ovšem možné najít a formulovat uzavřenou funkci je vektorová funkce popsána tabulkovými dvojicemi hodnot pro diskrétní sekvenci, pak je kontinuální křivka poskytována vhodnou interpolací. [9]

Úkolem je tedy najít tabulku, která optimálně popisuje požadovaný obrys. I když je formulace diskrétní, výsledky jsou v průběžné formulaci a pouze konečný krok výsledného parciálního diferenciálu rovnice bude konvertován na končený problém pomocí metody konečné rozdílů. [9]

Tato metoda je založená na minimalizaci energie, kterou lze formulovat jako rovnováhu sil. Křivka je interpretována jako řetězec, který může být buď roztažitelný, stlačitelný nebo i ohnutý, což způsobuje určité vnitřní síly, které vedou k celkovému počtu vnitřní síly v závislosti na poloze křivky. [9]

### 2.5.2 Geometrické flexibilní kontury

Geometrické flexibilní kontury jsou definované pomocí úrovně množiny skalární funkce. Necht' je tedy definována funkce v souřadnicovém prostoru  $x, y$ . Nastavení úrovně je definováno jako umístění bodů:

$$(x, y) = \Phi(x, y, t) = a \quad (2)$$

kde  $a$  je libovolná konstanta, tedy množina je tvořena všemi izoliniemi  $\Phi$  pro konkrétní úroveň  $a$ . Pokud  $a=0$  odpovídající křivky se nazývají nulové izolinie, které jsou jako deformovatelné obrysy. Konkrétní forma funkce  $\Phi(x, y, t)$  určuje množinu nulové úrovně jednoznačně pro každý okamžik  $t$ , což také znamená časovou variabilitu  $\Phi$ . [9]

Segmentace pomocí geometricky deformovatelných obrysů sestává tedy z volby počátečního obrysu či obrysů a určení počátečního obrysu hodnoty  $\Phi(x, y, t = 0)$

jako funkce vzdálenosti. Segmentace pomocí geometricky deformovatelných obrysů se pak vyvíjí v čase. [9]

Výhoda této metody je hlavně v její schopnosti změnit automaticky a důsledně topologii obrysů. Podle různých publikovaných výsledků tato metoda poskytuje dobré výsledky při vhodné aplikaci. Nicméně by měla být používána velmi obezřetně, jelikož topologie odvozených obrysů může být nekonzistentní s obsahem obrazu, kdy jsou zpracovávány zašumělé snímky s částečně slabými okraji. [9]

### **2.5.3 Aktivní hranové kontury**

Způsob aktivní hranové kontury určuje tvar křivky pro konkrétní typ zobrazovaného objektu, tedy konkrétní anatomickou strukturu nebo orgán. Metoda předem založená na souboru měření umožňuje přirozené začlenění anatomických znalostí do segmentace. [9]

Hranice v konkrétní anatomické scéně jsou charakterizované diskrétními vzory na obrysech. Tyto body se nacházejí na vybraných orientačních bodech charakteristických pro daný snímek stejné scény. Výběr takového souboru bodů typických pro konkrétní scénu je tedy prvním krokem při postupu segmentace. Výběr může být ručně nebo automaticky zadán a tvoří jeden nebo více uzavřených okrajů, které obklopují anatomicky smysluplné oblasti. [9]

Definovaný obrys by na závěr mohl sloužit jako počáteční odhad. Mohl by být ovšem dále rozpracován jako flexibilní kontury parametrickou metodou uvedenou výše. [9]

### 3 Problematika a využití ultrazvukové segmentace

Ultrazvuková segmentace obrazů je velmi silně ovlivněna kvalitou dat. V ultrasonografii existuje mnoho charakteristických artefaktů, které komplikují segmentaci např. útlum, skvrny, stíny. Další komplikací může být kontrast, který je mezi oblastmi zájmů často nízký, což vede k neostrým až chybějícím hranicím v obraze. [14]

Dosavadní pokroky v konstrukci měniče digitálních systémů jsou zcela značné a kvalita informací z ultrazvukového zařízení se výrazně zlepšila. To vedlo ke zvýšení zájmů používání ultrazvuků, jak v tradiční diagnostické problematice, tak v intervenci založené na obrazu a terapii. Díky pokroku se také stále víc objevuje zájem o pochopení zpracování obrazů pomocí segmentace aplikované na ultrazvukovou problematiku. [14]

Tato kapitola se zaměřuje na segmentaci ultrazvukových obrazů klasifikovaných klinicky, protože je zájem o řešení segmentace pro daný klinický problém. Rovněž se kapitola zaměřuje na aplikační oblasti, které jsou nejvíce používané v praxi.

#### 3.1 Kardiologické ultrazvukové segmentace

Kardiologická echokardiografie je ultrazvukové zobrazování srdce. Většinou je pozornost věnována sledování pohybu endokardu pro odhad objemů např. ejekční frakce a pro regionální posouzení pohybu stěn. Zejména se tato analýza používá při diagnostice a hodnocení ischemické choroby srdeční. Převážně se jedná o analýzy založené na 2D aktivaci, ve kterých je obsažen předpoklad, že hlavní složka pohybu je v rovině akvizicičního řezu. [14]

Standardní 2D diagnostické pohledy, které se zde používají, se nazývají parasternální<sup>I</sup> krátké osy (SAX z angl. *short-axis*) a apikální<sup>II</sup> čtyřkomorové, dvoukomorové a tříkomorové pohledy. Tyto tři pohledy jsou také někdy označovány jako apikální pohledy s dlouhými osami (LAX z angl. *long-axis*). Kvalita obrazových dat pro segmentaci se liší podle zobrazení v důsledku anizotropie sběru ultrazvukových obrazů. Nachází se zde artefakty jako je stín z plic a útlum. [14]

---

<sup>I</sup> Parasternální = častěji parasternální linie je vertikální linie stejně vzdálená od sternu a klíční kosti [16]

<sup>II</sup> Apikální = vrcholový [17]

Vylepšení v oblasti přístrojové techniky, získávání dat, postprocessingu a výpočetní rychlosti v kvalitě 2D obrazu, umožnilo následně trojrozměrnou echokardiografii. 3D-echokardiografie usnadňuje prostorové rozpoznání intrakardiálních struktur, což potenciálně zvyšuje diagnostickou důvěru konvenční echokardiografie. Článek [15] popisuje automatickou 3D-echokardiografii metodou zpracování obrazů pro hodnocení funkce levé komory. [15]

V článku [14] autoři k problematice v kardiologické ultrazvukové segmentaci zaměřují pouze na segmentaci hranic endokardiálních buněk. V prvotních pracích se jednalo o jednotlivé rámové segmentace simulující maximální expanzi (konec diastoly) a maximální kontrakci (konec systoly). Nicméně pro plnou diagnostiku srdeční funkce musí být provedena analýza celého srdečního cyklu. Kardiologové proto používají sekvence v čase, tedy film při rozhodování. V důsledku toho v echokardiografii je logičtější zobrazení segmentace jako prostorově-časový problém.

### **3.2 Onkologická ultrazvuková segmentace**

Ultrazvuk má poslední dobou více využití v medicíně obecně. Používá se pro diagnostiku některých rakovin, z nichž nejznámější je diagnostika prsní rakoviny a rakoviny prostaty.

Ultrazvukové zobrazení prsu se obvykle provádí jako doplněk na fyzikální vyšetření a rentgenovou mamografii. Konvenční ultrazvuk tedy není klíčový indikátor rakoviny, ale slouží k rozlišení benigní části z maligních částí rakoviny. Což bylo motivací pro automatizaci detekce a charakterizaci diagnostických indikátorů odvozených ze statických snímků či dynamických sekvencí. Hlavní výzvy segmentace se týkají charakterizace texturového vzhledu a geometrie rakoviny ve vztahu k normální tkáni a přizpůsobení artefaktů jako je silný útlum, stínování a rozmazanost hranic rakovinných hmot. [14]

Rakovina prostaty je nejčastěji diagnostikována rakovina v České republice u dospělých mužů. Včasné odhalení a včasná intervence progresivní rakoviny prostaty může pomoci snížit míru úmrtí. TRUS<sup>III</sup> zobrazování je základním nástrojem pro diagnostiku rakoviny prostaty. Objem a hranice prostaty mají důležitou roli

---

<sup>III</sup> TRUS = transrektální ultrasonografie, ultrazvukové vyšetření konečníku a sousedních struktur (infiltrace a invaze kolorektálního karcinomu do stěny konečníku, vyšetření sousedních uzlin a dalších orgánů – prostaty aj.). [17]

při diagnostice, léčbě i sledování rakoviny. Obecně hranice prostaty jsou rutinně vymezeny v příčné rovnoběžnosti 2D řezy podél délky prostaty. To vedlo k vývoji několika metod pro semiautomatické až automatické detekce hranic prostaty. Pro segmentaci prostaty byly například navrženy klasické techniky detekce okrajů, pomocí nelineárního filtrování, nebo metody založené na neuronových sítích. [14]

Nejznámější použití ultrazvukové segmentace v diagnostice rakoviny bylo již zmíněno. Nesmíme ovšem zapomenout na další využití ultrasonografie v rámci této problematice. Můžeme zde najít i využití při plánování léčebných zásahů i terapii v léčbě rakoviny. Za zmínku určitě stojí metody pojednávající o segmentaci ledvin, žlučníku a jater. [14]

### **3.3 Intravaskulární ultrazvuk**

Intravaskulární ultrazvuk neboli IVUS je stále více využíván jako doplňkový nástroj kontrastní rentgenové angiografie. Je to v reálném čase zobrazovací technika s vysokým rozlišením a neinvazivním vyšetřením, které poskytuje cenné anatomické informace o koronární arteriální stěně. Nedávný vývoj zahrnuje akvizici s EKG, překonávající cyklické pohybové artefakty. [14]

Segmentační principy IVUS používají modelování obrysů a mohou být zařazeny do jedné ze tří kategorií: založené na hranách, jejíž princip se nachází v kapitole 2.3, statistice a vysokých znalostech v oblasti medicíny, využitých např. ve výše popsaných algoritmech v kapitole 2.5. [14]

### **3.4 Porodnictví a gynekologie v ultrazvukové segmentaci**

Neinvazivní ultrazvuk je velmi využíván hlavně v oblasti porodnictví a gynekologie. V porodnictví ultrasonografie poskytuje cenná data za účelem zhodnocení růstu nebo malformací<sup>IV</sup> plodu. Většina analýz je založena na 2D skenování.

Standardní měření zahrnuje například obvod hlavy, délku femuru<sup>V</sup> plodu, obvod břicha a objem plodové vody. Často dochází k ostrému kontrastu mezi obličejem plodu a okolní plodovou vodou, který umožňuje automatickou detekci hranic.

---

<sup>IV</sup> Malformace = netvoření, vrozená úchylka tvaru vzniklá za nitroděložního vývoje zárodku. Jiné názvy jsou zrudnost, monstrozita, vrozená vývojová vada. [17]

<sup>V</sup> Femur = kost stehenní, nejdelší kost v těle. [17]

Proto je porodnictví potenciální oblast pro použití vykreslování a vizualizaci objemu. V oblasti gynekologie se většinou segmentační algoritmy zaměřují na měření ovariálních folikulů<sup>VI</sup>, detekci a měření cyst. [14]

---

<sup>VI</sup> Ovariální folikul = ovariální – vztahující se k vaječníku, ovariu. [17]  
folikul – dutina ve vaječníku. [17]

## 4 Segmentace ultrazvukových obrazů v Matlabu

V této kapitole jsou popsány algoritmy segmentačních metod, které jsem realizovala v programovém prostředí Matlab verze R2015b. Nejprve jsem algoritmy testovala na umělých obrazových datech, které byly vytvořeny v programu Malování, jež je součástí systému MS Windows 10. Obrázky byly buď vytvořené již v Malování se šumem, aby se co nejvíce přiblížily reálným ultrazvukovým obrazům, nebo následně poškozené multiplikativním šumem, viz algoritmus 1. Tento šum je typu speckle, jelikož je charakteristický pro ultrazvukové obrazy.

```
%Přidání multiplikativního šumu
J = imnoise(I,'speckle',v); % I je vstupní obraz,
% 'speckle'- multiplikativní šum
% - charakterizován rovnicí  $J = I + n * I$ 
% -> "n" je rovnoměrně rozdělený náhodný šum
% se střední hodnotou 0 a rozptylem "v"
% Defaultně nastavená hodnota pro "v" je 0.04.
```

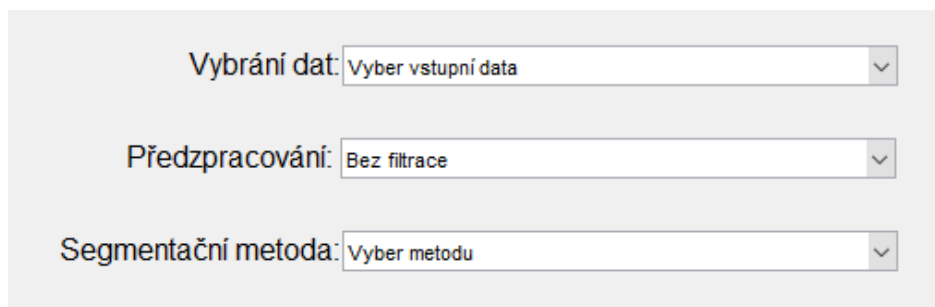
**Algoritmus 1: Popsání aplikace multiplikativního šumu**

Dále program testuji na ultrazvukových fantómech v podobě ampulky naplněné kontrastní látkou umístěné ve vodivém gelu, která je snímána v transversálním pohledu. Poté přímo na reálných ultrazvukových snímcích pro perfúzní analýzu. Na reálných datech je snímáno prasečí srdce ve čtyř komorovém pohledu krátké osy, při fázi kmitu R. Akvizice byla prováděna na otevřeném srdci sondou s ultrazvukovou předsádkou umístěnou přímo na myokardu. Oblast zájmu pro nás představuje levá srdeční komora, která je naplněna kontrastní látkou. Tyto data byla snímána v rámci perfúzní studie na pracovišti University of Bergen v Norsku.

Nutno poznamenat, že reálná data byla předzpracována. Protože se však jedná o ultrazvukové snímky, které jsou typické díky některým specifickým projevům šumu v obraze, pokusila jsem se obrazy předzpracovat ještě jednou. Tímto jsem výsledný Toolbox v Matlabu víc zobecnila pro použití i na jiných reálných ultrazvukových obrazech.

## 4.1 Grafické uživatelské rozhraní

Vzhled uživatelského rozhraní je zobrazen v příloze, kde najdete i podrobný návod k použití. V této kapitole je jen ve zkratce popsán základní postup a možnosti uživatelského rozhraní vytvořený pro segmentaci obrazů.



The image shows a light gray rectangular box containing three horizontal dropdown menus. The first menu is labeled 'Vybrání dat:' and has the text 'Vyber vstupní data' inside. The second menu is labeled 'Předzpracování:' and has the text 'Bez filtrace' inside. The third menu is labeled 'Segmentační metoda:' and has the text 'Vyber metodu' inside. Each menu has a small downward-pointing arrow on its right side.

Obrázek 4.1: První část uživatelského rozhraní pro segmentaci obrazů

V první části má uživatel možnost vybrat vstupní data, filtraci a segmentační metodu, viz obrázek 4.1. Pokud si uživatel rozklikne pop-menu Vybrání dat, má na výběr mezi defaultními obrazy, konkrétně uměle vytvořený obraz, fantomový obraz a reálný obraz, ale také je zde možnost, aby si uživatel mohl zadat vlastní obraz. V takovém případě má doporučené formáty obrazu \*.jpg, \*.png, \*.bmp. Pokud není z různých důvodů realizována volba, je zobrazeno varování a program se přeruší. Když jsou data vybrána, jsou zobrazena v dolní části uživatelského prostředí.

Následně se uživatel může rozhodnout, zda použít předzpracování tedy filtraci, nebo ne. Pokud nevybere filtraci, nic se nestane a program bude segmentovat nepředzpracovaný obraz, jestli se rozhodne filtraci použít, má uživatel na výběr mezi mediánovým filtrem, Lee filtrem a Frost filtrem. Jedná se o filtry, které jsou základní pro filtraci ultrazvukového šumu typu speckle a podrobeněji budou popsány níže. Filtrace se mu zobrazí vpravo od pop-menu. Zviditelní se edit okno, ve kterém je napsána defaultní hodnota okna použitého k dané filtraci. Uživatel zde má možnost tuto hodnotu ručně přepsat znovu si vybrat některou metodu předzpracování a bude mu zobrazen výsledek filtrace s použitím hodnoty, kterou on zadal.

Poslední možnost výběru v této části má uživatel ve volbě segmentační metody. Zde má na výběr mezi metodou prahování, narůstání oblastí, rozvodí a metodou aktivních kontur. Jestliže uživatel vybere metodu segmentace, vpravo se mu k vybrané metodě zviditelní potřebné parametry, které vchází do vybrané metody. Výjimkou je metoda rozvodí, do níž není potřebné zadávat žádné parametry, avšak následně u této



segmentace je možnost zobrazení třech výsledků. Možnost zobrazení třech různých segmentačních výsledků je i u segmentace metodou prahování.

Parametry, které se zviditelní, jsou vždy prvotně nastavené na doporučené defaultní hodnoty. Pokud uživatel chce použít jiné hodnoty, je možnost všechno přenastavit. Jakmile je uživatel spokojen s parametry, stiskne tlačítko segmentace, viz obrázek 4.2. Segmentace se provede a vykreslí v dolní pravé části uživatelského rozhraní.

Obrázek 4.2: Část uživatelského rozhraní s tlačítkem Segmentovat

## 4.2 Předzpracování obrazů

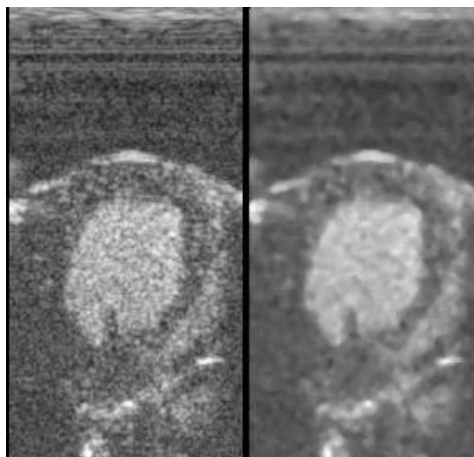
Ultrasonografické obrazy jsou převážně známy svým postižením v rámci multiplikativního šumu. Významnou součástí ultrasonografie je data řádně předzpracovat. V této kapitole se zaměřím pouze na odstranění již zmiňovaného multiplikativního šumu. Důležité je si ovšem uvědomit, že ultrazvukové obrazy bývají postiženy i útlumem, stíny atd.

Mezi nejznámějšími filtry pro předzpracování ultrazvukových dat a tedy odstranění multiplikativního šumu je filtr Mediánový, Lee filtr [18] a Frost filtr [20]. Další varianty předzpracování obrazů v ultrasonografické problematice mohou být algoritmy založené na vlnkové transformaci, kterými se zde již zabývat nebudeme.

### 4.2.1 Mediánový filtr

Nejjednodušší odstranění tohoto šumu je použití mediánového filtru. Filtr je v Matlabu možné použít pomocí jedné funkce *medfilt2*(*A*, [*m n*]), kde *A* je vstupní obraz a *m, n* jsou rozměry okna, kolem daného pixelu ve vstupním obraze.

Mediánový filtr tedy provádí mediánovou filtraci, kde každý výstupní pixel obsahuje medián z okolí neboli okna kolem odpovídajícího pixelu ve vstupním obrazu. Pro porovnání ultrasonografického snímku bez použití mediánového filtru a s použitím mediánového filtru je zobrazen obrázek 4.3, nutno poznamenat, že rozměry okna, tedy  $m, n$  jsou zvoleny  $5 \times 5$ .

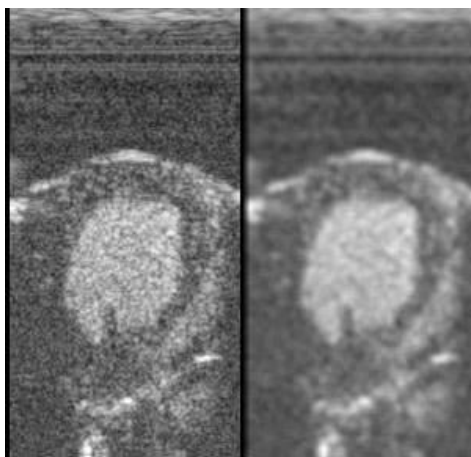


Obrázek 4.3: Vlevo původní snímek bez použití mediánového filtru; vpravo reálný snímek s použitím mediánového filtru

#### 4.2.2 Lee filtr

Lee filtr je algoritmus, který je koncepčně jednoduchý ale účinný pro vyhlazení šumu. Filtr je založen na pravděpodobnostní funkci sigma Gaussova rozdělení a vyhlazuje obrazový šum zprůměrováním pouze pixelů okolí, které mají intenzitu v rámci fixního rozsahu. Následně by měli být okraje obrazu, jemné detaily i tenké čáry zachovány. [18]

Filtr lze použít ke zvýšení kontrastu, segmentaci obrazu a vyhlazování hlučných obrazů závislých na signálu [18]. Díky těmto vlastnostem je Lee filtr velmi používaný k předzpracování v ultrasonografii. Pro zpracování ultrazvukových obrazů jsem v tomto případě používala funkci od pana Grzegora Mianowského, který ji publikoval na webové stránce MathWorks [19]. Pro porovnání výsledků ultrasonografického snímku bez použití filtru a s použitím Lee filtru je pro reálné data zobrazen na obrázku 4.4.

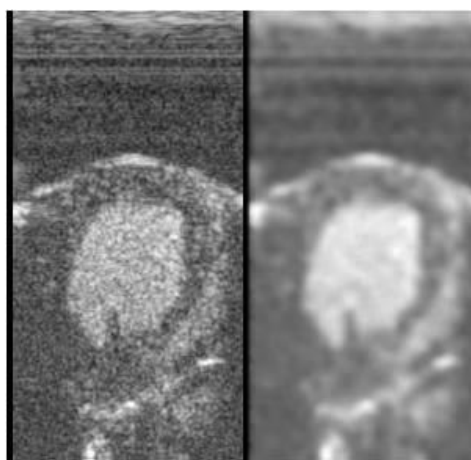


Obrázek 4.4: Vlevo původní snímek; vpravo použití Lee filtru s oknem pět

#### 4.2.3 Frost filtr

Frost filtr je algoritmus, který byl původně navržen pro vyhlazování zašumělých radarových snímků. Zobrazovací modely ukazují, že radarové obrazy jsou velmi často poškozeny multiplikativním šumem. Díky této analogii s ultrazvukovými obrazy můžeme, tento typ filtru použít také v oblasti ultrasonografie. [20]

Filtr je konstruován tak, aby při použití lokálně odhadovaných hodnot parametrů poskytoval minimální odhady střední kvadratické chyby (MSE) uvnitř homogenních oblastí obrazu při zachování okrajové struktury [20]. Pro zpracování ultrazvukových obrazů jsem v tomto případě používala funkci od Debdoota Sheeta, který ji publikoval na webové stránce MathWorks [21]. Pro porovnání ultrasonografického snímku bez použití filtru a s použitím Frost filtru je zobrazen na obrázku 4.5.



Obrázek 4.5: Vlevo původní snímek; vpravo použití Frost filtru s čtvercovým oknem pět

### 4.3 Segmentace metodou prahování

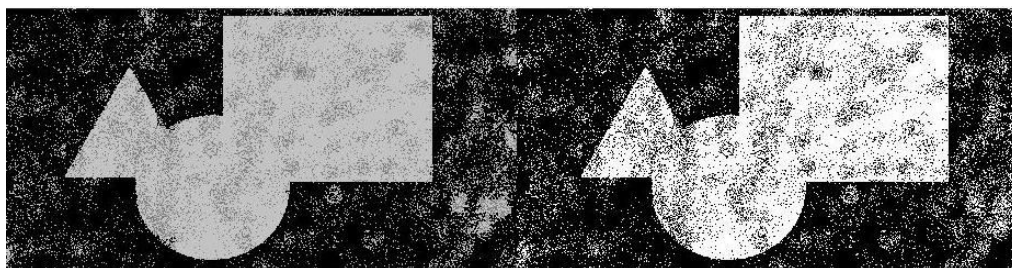
Základní a nejtriviálnější je segmentace metodou prahování. Algoritmy uvedenými v této kapitole jsem se inspirovala většinou v [11]. U těchto metod nebylo potřeba použít žádného předzpracování obrazů navíc, jako u ostatních metod.

Princip metody je popsán v kapitole 2.1. Tuto metodu je možné naprogramovat různými algoritmy, jak již bylo také zmíněno. První algoritmus je prahování pomocí jednoho prahu.

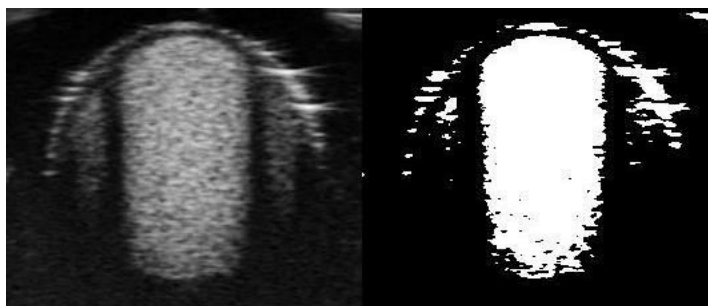
```
% _____ ZÁKLADNÍ PRAHOVÁNÍ neboli prosté _____  
% Vstup_1 je vstupní obraz  
% Vystup_1 je výstupní/segmentovaný obraz  
% Prah_1 se určuje obvykle pomocí histogramu obrazové intenzity  
Vystup_1 = zeros(size(Vstup_obraz));  
Vystup_1 (Vstup_obraz>Prah_1)= 1; %Nadprahové hodnoty se změni na jedničku  
Vystup_1 (Vstup_obraz<Prah_1)= 0; %Podprahové na nulu
```

**Algoritmus 2: Hlavní část funkce pro jednoduché prahování [11]**

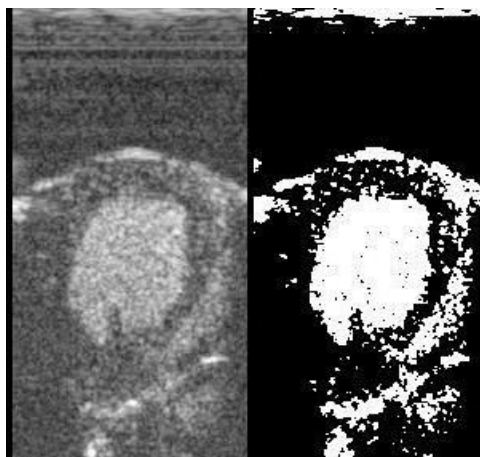
Na obrázku 4.6 vidíme vlevo uměle vytvořený obraz v malování spolu se šumem a vpravo jeho segmentovaný výsledek. Segmentace v tomto kroku moc úspěšná nebyla, dala by se lehce vylepšit použitím jednoho z výše zmiňovaných filtrů. Uvádím zde tento obraz, protože algoritmus bez jakékoli filtrace byl dále použitý pro fantomové a reálné snímky, které jsou na obrázku 4.7 a 4.8. Na obrázek 4.8 vlevo vidíme vstupní reálný obrázek a vpravo výstup z tohoto algoritmu.



**Obrázek 4.6: Uměle vytvořený obraz spolu se šumem v Malování segmentovaný metodou jednoduchého prahování**

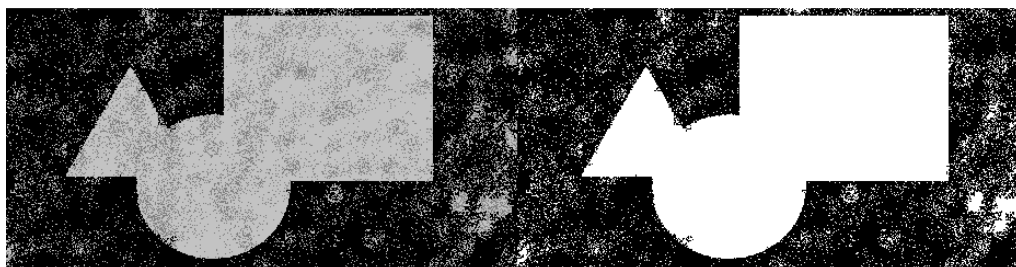


**Obrázek 4.7: Vlevo fantomový vstupní obraz; vpravo segmentace jednoduchého prahování**

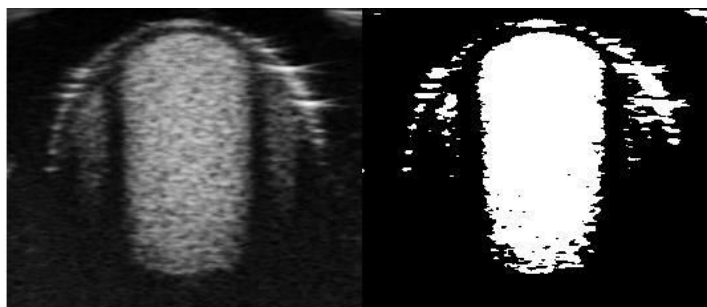


Obrázek 4.8: Realný snímek segmentovaný metodou jednoduchého prahování

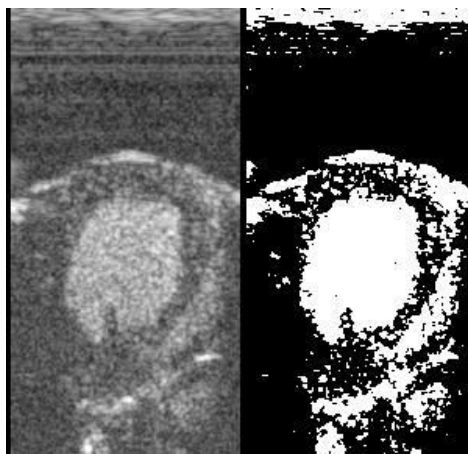
Dále jsem metodu prahování zkusila modifikovat pomocí nadefinované funkce v Matlabu *graythresh(I)*, která vypočítá globální prahovou hodnotu a použije ji k převodu intenzity obrazu na binární obraz. U obrázku 4.9, 4.10 a 4.11 si můžeme povšimnout, že oproti jednoduchému prahování funkce *graythresh(I)* dokázala odstranit šum v oblasti zájmu. Proto můžeme konstatovat, že algoritmus pomocí funkce *graythresh(I)* je v metodě prahování v oblasti ultrasonografie rozhodně vhodnější než použití algoritmu pro jednoduché prahování.



Obrázek 4.9: Uměle vytvořený obraz spolu se šumem v Malování segmentovaný metodou jednoduchého prahování



Obrázek 4.10: Vlevo fantomový vstupní obraz; vpravo segmentace jednoduchého prahování

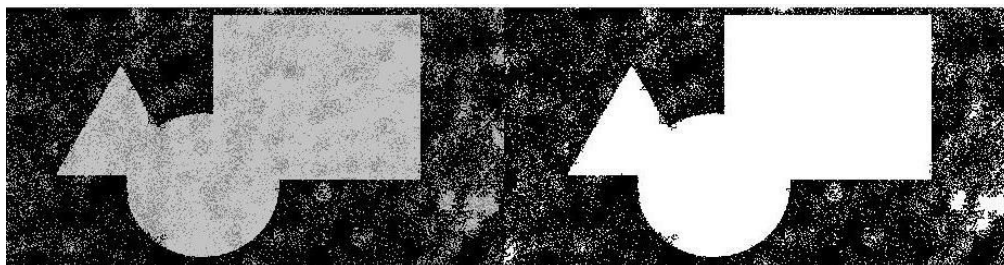


Obrázek 4.11: Reálný snímek segmentovaný metodou prahování pomocí funkce *graythresh(I)*

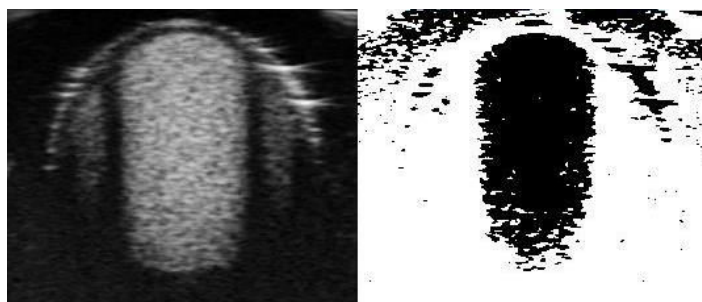
Jako poslední algoritmus je v této metodě použito dvojité prahování, viz algoritmus 3. Tímto algoritmem jsem se také inspirovala podobně jako v jednoduchém prahování v [11].

```
%
% DVOJTÉ PRAHOVÁNÍ
%
Vystup_3 = zeros(size(Vstup_obraz));
Vystup_3 = zeros(size(Vstup_obraz));
%Nadprahové hodnoty dolního prahu a podprahové horního se změni na jedničku
Vystup_3(Vstup_obraz>Prah_3_D & Vstup_obraz<Prah_3_H)= 1;
%Podprahová hodnoty dolního prahu a nadprahové horního se změni na nulu
Vystup_3(Vstup_obraz<Prah_3_D & Vstup_obraz>Prah_3_H)= 0;
```

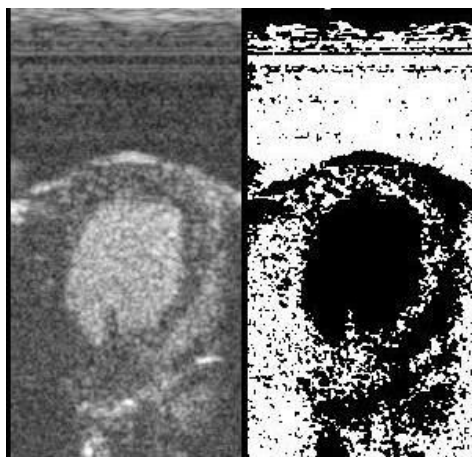
Algoritmus 3: Hlavní část funkce pro dvojité prahování [11]



Obrázek 4.12: Uměle vytvořený obraz spolu se šumem v Malování segmentovaný metodou dvojitého prahování

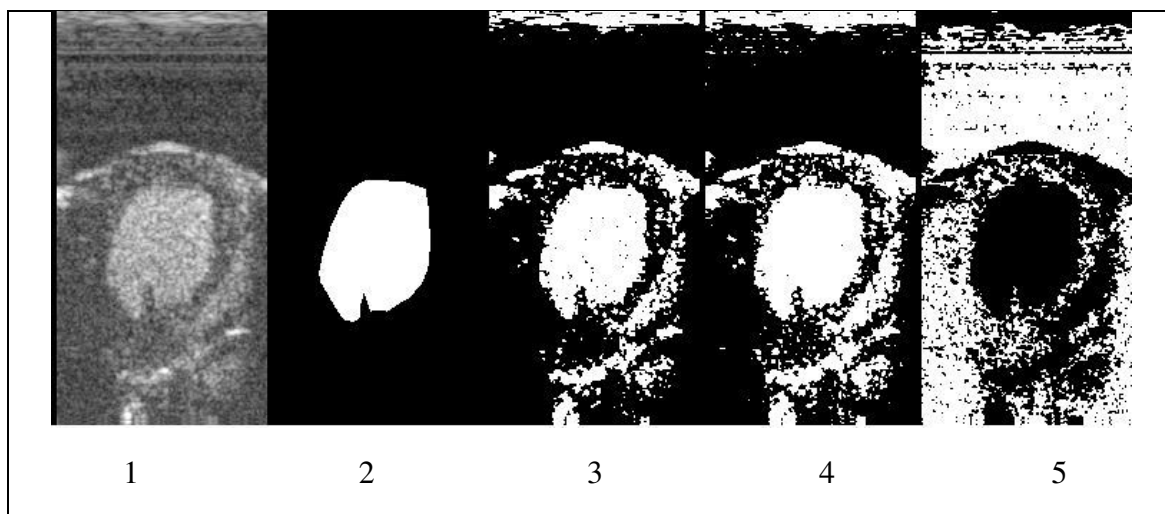


Obrázek 4.13: Vlevo fantomový vstupní obraz; vpravo segmentace dvojitého prahování



Obrázek 4.14: Reálný snímek segmentovaný metodou dvojitého prahování

Z obrázku 4.12, 4.13 i 4.14 je zřejmé, že dvojité prahování je pro tuto problematiku nejlepším algoritmem ze zmiňovaných tří algoritmů. Jelikož se při segmentaci hodnotí homogenita oblasti zájmu, můžeme pro vyhodnocení těchto algoritmů segmentace použít funkci nacházející se v Toolboxu v Matlabu *roipoly(I)*. Pomocí funkce *roipoly(I)*, lze následně vybrat oblast zájmu. Funkce nám poté vrátí binární oblast pomocí, které můžeme porovnat výsledky a určit nakolik byla segmentace úspěšná.

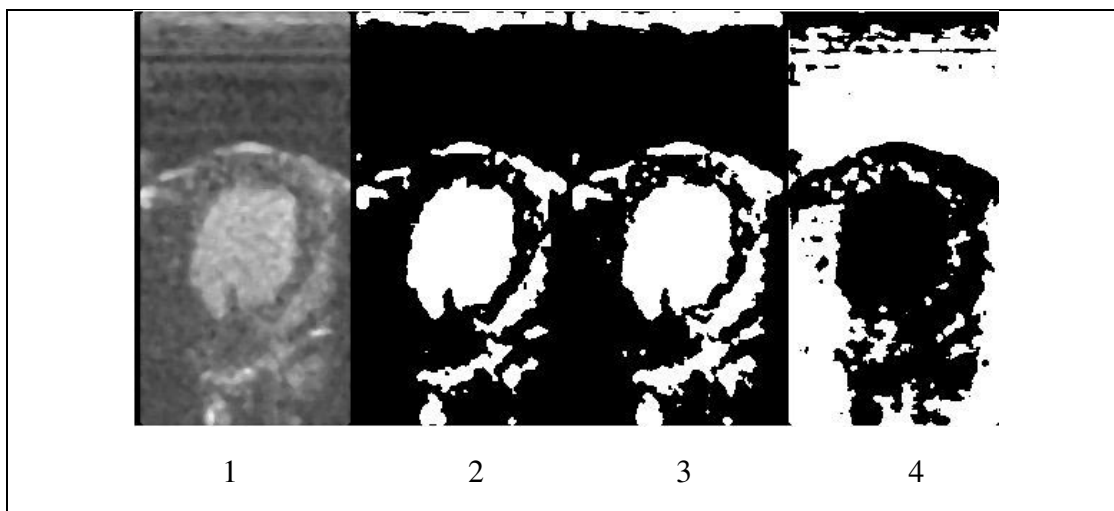


Obrázek 4.15: 1-vstupní obraz, 2-masku vytvořená pomocí *roipoly*, 3-jednoduché prahování, 4-algoritmus pomocí *graythresh*, 5-dvojté prahování

Na obrázku 4.15 vidíme v pravé části výslednou segmentaci všech algoritmů prahování, binární obraz vytvořený pomocí funkce *roipoly(I)* a úplně vlevo vstupní obraz. Co se týče vizuálního vyhodnocení homogenity oblasti zájmu lze říct, že je nejvýhodnější algoritmus dvojitého prahování. Pokud se zaměříme na okraje oblasti zájmu, můžeme usoudit, že hranice oblasti zájmu, konkrétně levé srdeční komory nejsou zcela ostré.

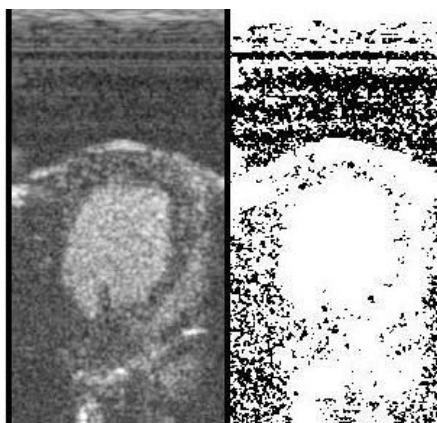


Zostření hranic oblasti zájmu by šlo dosáhnout použitím např. mediánového filtru, viz obrázek 4.16. Tento filtr sice zostří hranice oblasti zájmu, jak vidíme na obrázku 4.16, ale také je zkreslí, buďto ořeže, viz 2, nebo rozmáže, viz 4. Díky tomu můžeme předpokládat, že lékařská diagnostika by se spíše vyhodnocovala z obrazů předchozích tedy z těch, u kterých nebyla použita filtrace.



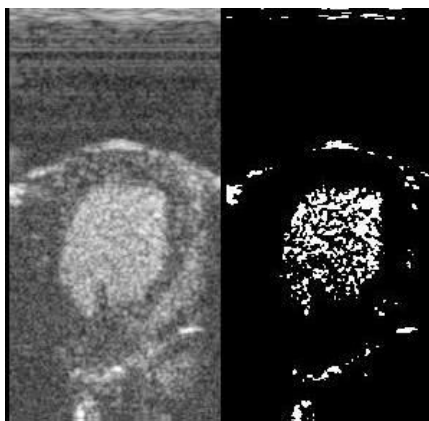
**Obrázek 4.16:** Použití mediánového filtru s oknem 5x5 na 1-vstupní obraz, 2- jednoduché prahování, 3-algoritmus pomocí graythresh, 4-dvojté prahování

Závěrem nutno poznamenat, že je potřeba volit práh s rozvahou obvykle podle histogramu, viz kapitola 2.1. Všechny dosud popsané obrázky jsou nejlepší výsledky, kterých jsem dosáhla, tedy při zvolení optimálního prahu. Pro zajímavost jsou zde uvedeny následující obrázky: obrázek 4.17 a obrázek 4.18, kdy je práh nižší nebo naopak vyšší než hodnota optimálního prahu.



**Obrázek 4.17:** Vlevo původní obraz; vpravo výstupní obraz jednoduchého prahování s nižší hodnotou než je optimální práh

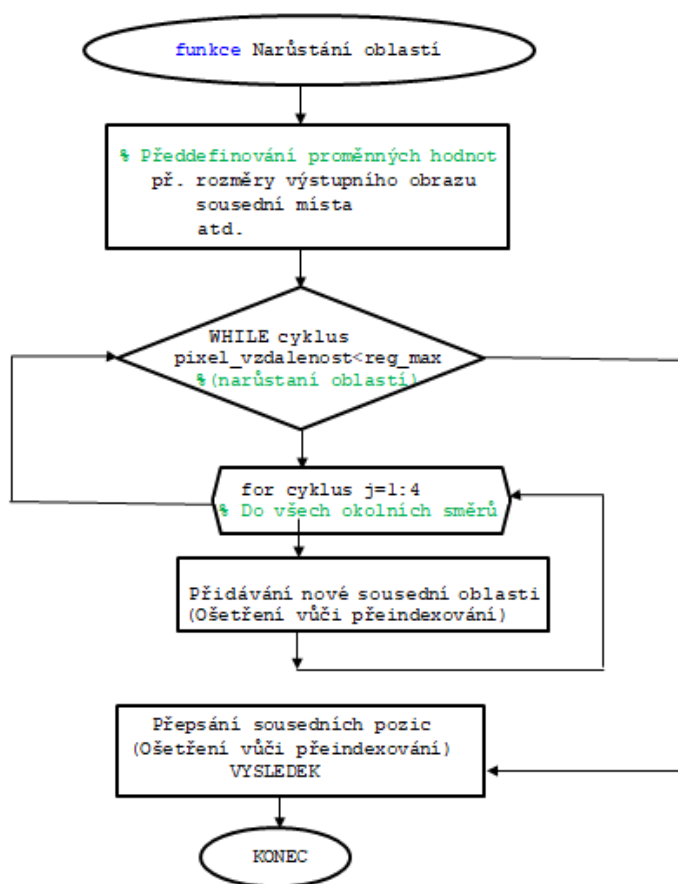




Obrázek 4.18: Vlevo původní obraz; vpravo výstupní obraz jednoduchého prahování s vyšší hodnotou než je optimální práh

## 4.4 Segmentace metodou narůstání oblastí

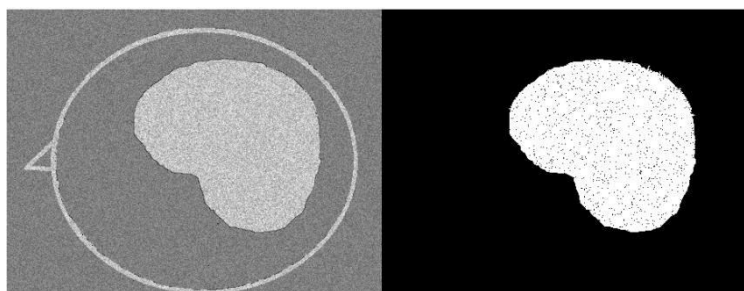
Princip segmentace metodou narůstání oblastí je uveden v kapitole 2.2. Algoritmus použitý pro tuto metodu byl převzat z webu Mathworks od Dirka Jana Kron [22]. Jedná se o jednoduchý, ale účinný algoritmus narůstání oblastí z jednoho místa.



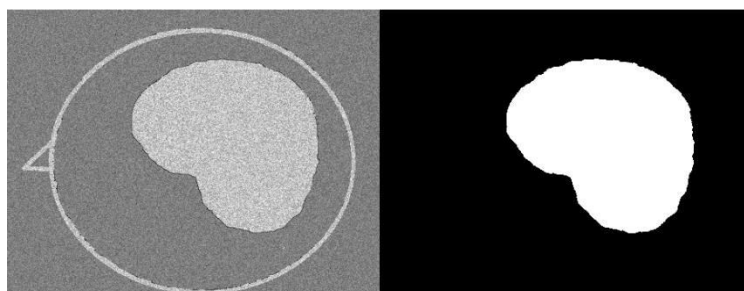
Obrázek 4.19: Diagram funkce narůstání oblastí

Oblast je zde iterativně vytvářena porovnáním všech nepřiřazených sousedních pixelů. Pixel s nejmenším rozdílem intenzity je do oblasti přiřazen. Tento proces se zastaví, když rozdíl intenzit mezi oblastí a novým pixelem bude větší než předem stanovený maximální interval rozdílu intenzity. Pro lepší pochopení, je zde uveden zjednodušený diagram funkce. [22]

Obrázek 4.19 představuje diagram funkce narůstání oblastí. Do funkce vchází souřadnice bodu, odkud se narůstání bude provádět, a stanovení maximálního rozdílu intenzit mezi středem oblasti a sousedními pixely, defaultně nastavená na 0,2. While cyklus zde dodržuje podmínku, že se narůstání oblastí provádí, dokud není dosaženo maximálního rozdílu intenzit, který je na vstupu určen a cyklus v této chvíli končí. For cyklus přidává nové okolní sousední oblasti, je zde ovšem určena podmínka, abychom měli souřadnice pořadí uvnitř obrazu. Následně je cyklus ukončen a kód pokračuje příkazy pro přepsání nových sousedních pozic, zde je také potřeba ošetření vůči přeindexování. V poslední části jsou příkazy pro určení výsledku funkce. Nejprve pro vybrání nepodobnější intenzity ze sousedství a přidání do oblasti zájmu, což následně po opakování While cyklu má za následek vytvoření výstupního obrazu.

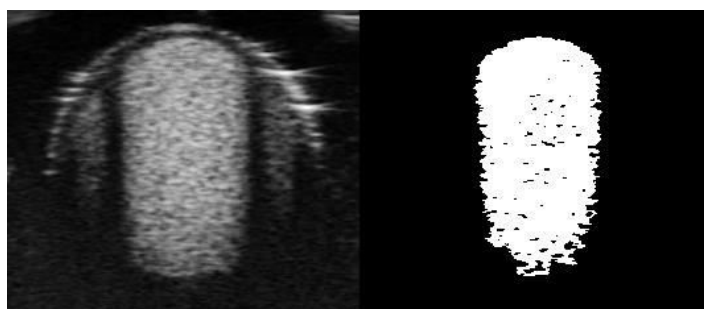


**Obrázek 4.20:** Vlevo vstupní obraz postižený šumem *speckle*; vpravo výsledný obraz segmentace narůstání oblastí bez použití filtrace

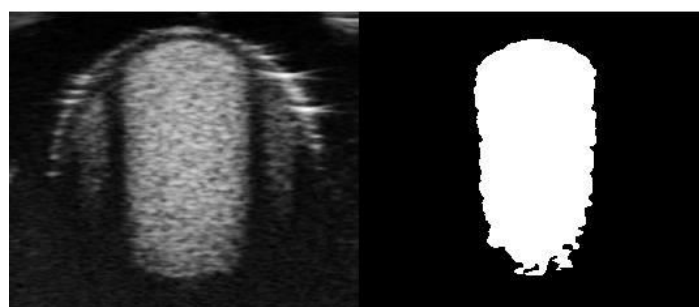


**Obrázek 4.21:** Vlevo vstupní obraz postižený šumem *speckle*; vpravo výsledný obraz segmentace narůstání oblastí s použitím Lee filtru

Na obrázku 4.20 i 4.21 vidíme uměle vytvořený obraz, který je postižený šumem speckle a jeho segmentovaný výsledný obraz pomocí výše popsaného algoritmu pro metodu narůstání oblastí. Obrázek 4.21 je vůči homogenitě oblasti zájmu mnohem lépe vysegmentován než obrázek 4.20, což je dáno použitím Lee filtrem s oknem 5 při předzpracování dat. Podobné zobrazení lze vidět i na fantomových datech, viz obrázek 4.22 a obrázek 4.23.

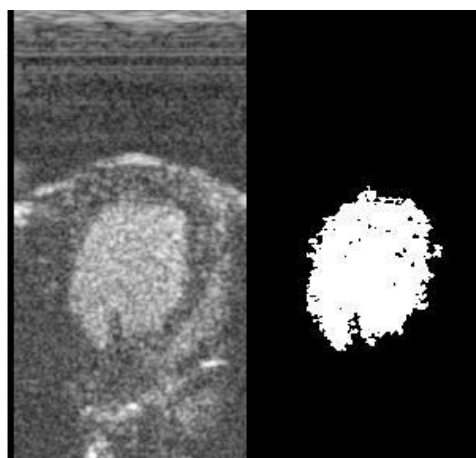


**Obrázek 4.22:** Vlevo fantomový vstupní obraz; vpravo segmentace narůstání oblastí bez použití filtrace

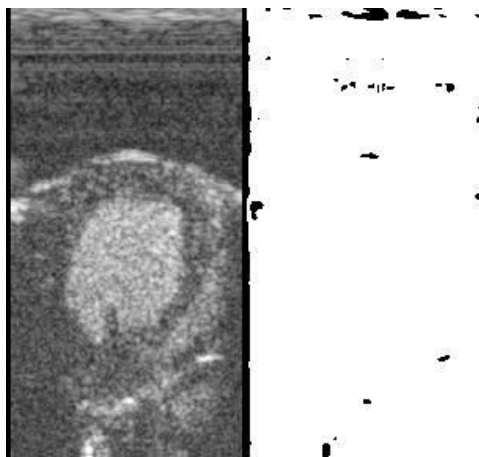


**Obrázek 4.23:** Vlevo fantomový vstupní obraz; vpravo segmentace narůstání oblastí s použitím Lee filtru

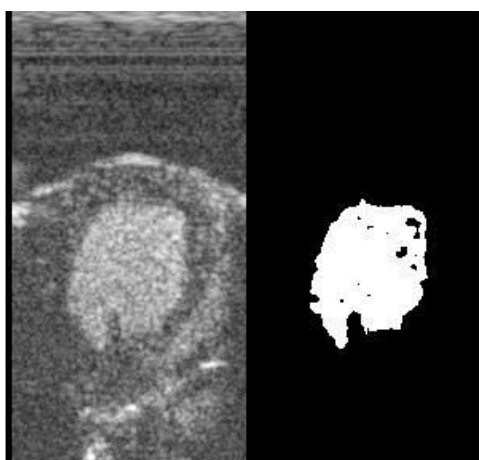
V problematice reálných dat ultrasonografie si v tomto algoritmu musíme dát dobrý pozor na nastavení maximálního rozdílu intenzit mezi sousedním pixelem a oblastí zájmu. Jiné nastavení tohoto parametru je nutné pokud nepoužijeme filtraci, nebo naopak použijeme Lee filtr.



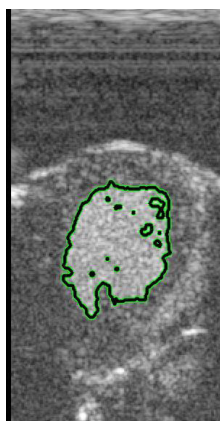
**Obrázek 4.24:** Reálný snímek segmentovaný metodou narůstání oblastí bez použití filtrace



**Obrázek 4.25:** Reálný snímek segmentovaný metodou narůstání oblastí s použitím Lee fitru s nastavenou maximální rozdílnou hodnotou intenzit 0,2



**Obrázek 4.26:** Reálný snímek segmentovaný metodou narůstání oblastí s použitím Lee fitru s nastavenou maximální rozdílnou hodnotou intenzit 0,1



**Obrázek 4.27:** Zobrazení obrysu segmentu v segmentaci reálného obrazu pomocí narůstání oblastí s použitím Lee fitru s nastavenou maximální rozdílnou hodnotou intenzit 0,1

Pokud filtraci nepoužijeme, můžeme maximální rozdíl intenzit nechat, jak již bylo zmíněno defaultně 0,2, viz obrázek 4.24, jestli ovšem filtraci použijeme a necháme s hodnotou, dostáváme, viz obrázek 4.25. Když rozdíl intenzit snížíme například na hodnotu 0,1, dostáváme již mnohem lepší segmentaci oblasti zájmu,

viz obrázek 4.26. Pro lepší představu segmentované oblasti, zvýrazněné jako obrys segmentu, je zde obrázek 4.27.

## 4.5 Segmentace metodou rozvodí

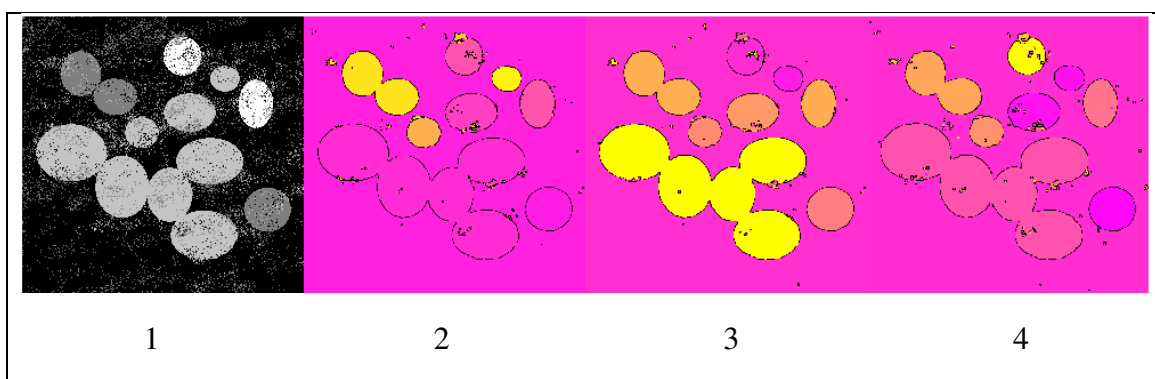
Princip segmentace metodou rozvodí oblastí je vysvětlen v kapitole 2.2. Algoritmus použitý k této metodě je inspirovaný z [11], kde se používá k získání gradientního obrazu Sobelova maska. K výpočtu gradientu přistupujeme jako ke konvolučnímu filtrování signálu (obrazu) [23]. Tzv. gradientní obraz se získá konvolucí mezi originálním obrazem a jádrem filtru [23].

Tento algoritmus byl rozšířen i pro použití Robinsonovy masky a Prewittova operátoru. Použití této masky můžeme vidět na následujících obrazech. Pro předzpracování byl použitý mediánový filtr s oknem 5x5.

```
% ROZVODÍ
%Gradientní obraz získaný pomocí Robinsonovy masky v obou směrech
Sobel_x = [-1 0 1;-2 0 2;-1 0 1];
Sobel_y = [-1 0 1;-2 0 2;-1 0 1]';
F_x = conv2(Vstup_obraz,Sobel_x, 'same');
F_y = conv2(Vstup_obraz,Sobel_y, 'same');
F = sqrt(F_x.*F_x+F_y.*F_y);
F_kvant = grayslice(F,100); %Snížení počtu kvantovacích hladin

Vysledek = watershed(F_kvant); %Segmentace metodou rozvodí
RGB_vysledek = label2rgb(Vysledek, 'spring', 'k', 'shuffle');
Vystup_Sobel = RGB_vysledek;
```

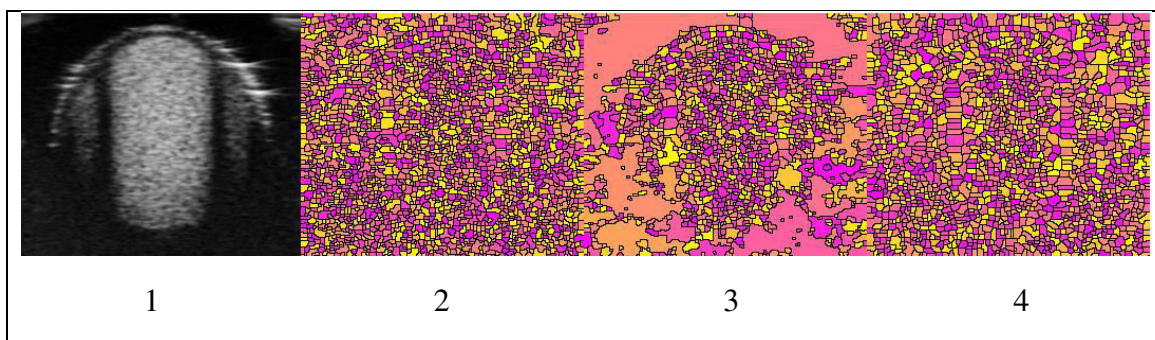
Algoritmus 4: Metoda rozvodí z [11]



Obrázek 4.28: 1 uměle vytvořený vstupní obraz; 2 obraz vysegmentovaný pomocí Sobelovy masky; 3 obraz vysegmentovaný pomocí Robinsonovy masky; 4 obraz vysegmentovaný pomocí Prewittova operátoru

Obrázek 4.28 je uměle vytvořený obraz se šumem, na který byl aplikován v rámci předzpracování mediánový filtr s oknem 5x5. Vlevo, viz 1, je vstupní obraz dále následuje vytvoření gradientního obrazu pomocí Sobelovy masky, viz 2, pomocí Robinsonovy masky, viz 3, a pomocí Prewittova operátoru, viz 4. Na obrázku 4.29 vidíme podobné zobrazení aplikované pro ultrazvukový fantom.

Z těchto dvou obrázků je zcela zřejmé, že segmentace rozvodí aplikovaná na ultrazvukovou problematiku není dobrý nápad, jelikož multiplikativní šum, který je v ultrazvukových obrazech hojně zastoupen má za následek přesegmentování obrazu, proto není nutné zde uvádět aplikaci tohoto algoritmu na reálném ultrazvukovém obrazu. Pro vylepšení této segmentace by šel dále použít algoritmus slučování, který by malé nevýznamné oblasti pospojoval. Tímto algoritmem se proto v následující práci nebudeme dále zabývat.

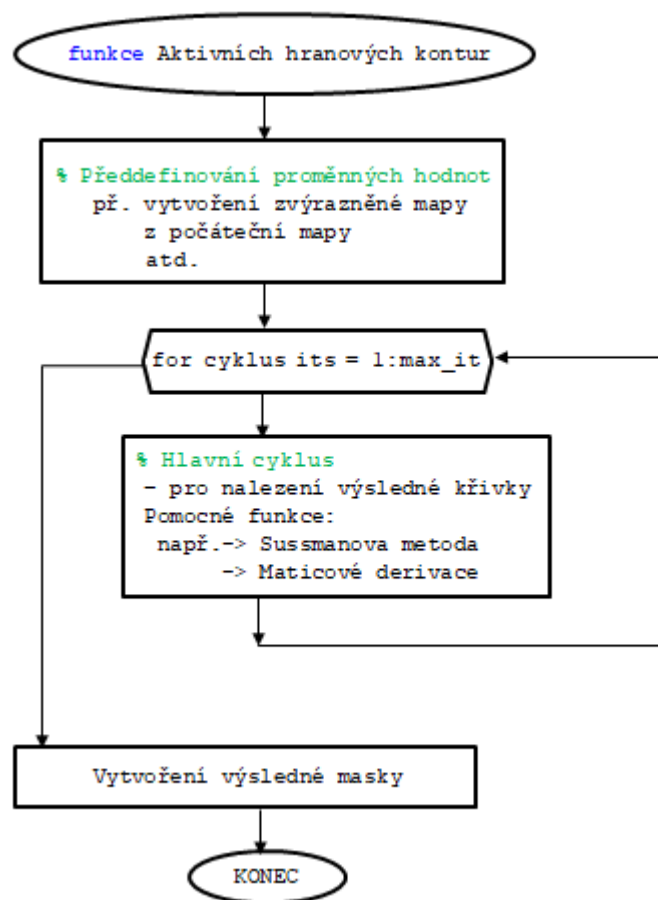


Obrázek 4.29: 1 fantomový vstupní obraz; 2 obraz vysegmentovaný pomocí Sobelovy masky; 3 obraz vysegmentovaný pomocí Robinsonovy masky; 4 obraz vysegmentovaný pomocí Prewittova operátoru

## 4.6 Segmentace pomocí aktivních hranových kontur

Princip segmentace metodou aktivních hranových kontur je uveden v kapitole 2.5. Algoritmus použitý pro tuto metodu byl převzat z webu Mathworks od Shawna Lanktona [24]. Tato technika deformuje počáteční křivku tak, že odděluje popředí od pozadí na základě prostředků obou oblastí [24]. Technika je velmi robustní k inicializaci a dává velmi pěkné výsledky [24].

Obrázek 4.30 představuje diagram funkce aktivních hranových kontur. Do funkce vchází vstupní obraz, počáteční maska či křivka, která je manuálně vytvořená pomocí funkce *roipoly(I)* a maximální počet iterací pro následný cyklus for. Čím větší číslo určíme za maximální počet iterací, tím přesnější bude výsledná maska, která ohraničuje oblast zájmu, avšak tím déle bude trvat, než funkce proběhne. For cyklus je zde hlavní cyklus, který slouží pro nalezení výsledné křivky a je v něm zakomponováno mnoho pomocných funkcí. Mezi pomocné funkce zde najdeme funkci pro vypočítání zakřivení podél SDF („the Shape Diameter Function“), dále funkci pro re-inicializaci pomocí Sussmanovy metody a následně řadu funkcí maticových derivací.



Obrázek 4.30: Diagram funkce aktivních hranových kontur

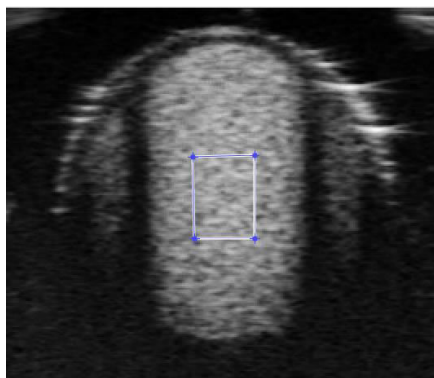
Sussmanova metoda je numerická metoda s využitím stanovené úrovně pro řešení nestlačitelného dvoufázového toku s povrchovým napětím. S využitím přístupu stanovení úrovně je volný povrch reprezentován jako nulová množina hladké funkce, to má za následek nahrazení advekce<sup>VII</sup> hustoty, která má strmé stoupání na volném povrchu, s advekční funkcí. Navíc volný povrch se může sloučit, nebo rozpadnout bez zvláštního zacházení. Zachováním funkcí nastavené úrovně je výsledek vzdálenosti od volného povrchu. [25]

V [25] je propojeno schéma level-setu s adaptivními projekčními metodami pro nestlačitelné Navier-Stokesovy rovnice, aby bylo dosaženo vyššího rozlišení volného povrchu s minimem nákladů. [25] představuje dvourozměrné osymetrické i plně trojrozměrné výsledky výpočtu vzduchové bubliny a poklesu vody. [25] Na tomto principu je založena pomocná Sussmanova funkce, nacházející se v algortimu Aktivních kontur.

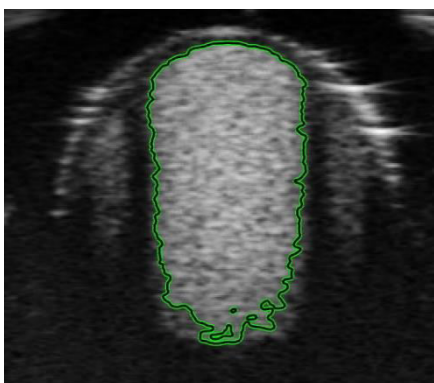
<sup>VII</sup> Advekce = přenos, přemístění dané veličiny prouděním v atmosféře [26]



Poté je for cyklus ukončen a kód pokračuje příkazy k vytvoření výsledné masky, která je uložena jako proměnná mapa, zobrazující oblast zájmu. Na obrázku 4.31 a obrázku 4.33 vidíme určování vstupní masky pomocí funkce *roipoly(I)*.



Obrázek 4.31: Vstupní maska u fantomu určena pomocí funkce *roipoly*

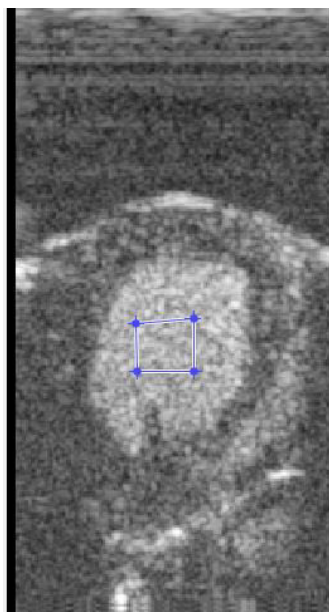


Obrázek 4.32: Segmentace pomocí aktivních hranových kontur fantomu, bez použití filtrace

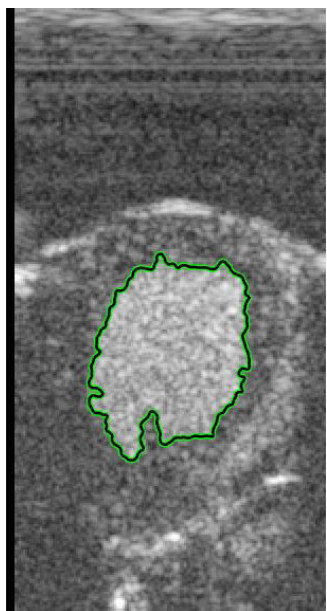
Obrázek 4.31 a 4.32 představuje aplikaci této metody na fantomové data. Obrázek 4.33 a 4.34 jsou obrázky z aplikací metody na reálné ultrazvukové snímky. Ani u jedné z těchto dvou aplikací není výrazná potřeba použití filtrace.

Můžeme tedy konstatovat, že segmentace pomocí flexibilních obrysů je jedna z neoptimálnějších metod pro použití v oblasti ultrasonografie. Do oblasti segmentace pomocí flexibilních obrysů se řadí segmentace pomocí aktivních hranových kontur. Tímto je potvrzen teoretický předpoklad, viz kapitola 2.5.





Obrázek 4.33: Vstupní maska u reálného obrazu určena pomocí funkce *roipoly*



Obrázek 4.34: Segmentace pomocí aktivních hranových kontur reálného obrazu, bez použití filtrace

## 5 Segmentace ultrazvukových sekvencí v Matlabu

Segmentace ultrazvukových obrazů s perfúzním zobrazením pomocí kontrastní ultrasonografie má větší využití v časové oblasti, než ve statických datech. Z tohoto důvodu je tato práce rozšířená na segmentaci ultrazvukových sekvencí v čase, v prostředí Matlab verze R2015b.

Algoritmy, které jsou v této kapitole použity, jsou převzaty z kapitoly 4 a následně modifikovány pro použití v čase. Konkrétně se jedná o algoritmus narůstání oblastí a algoritmus aktivních hranových kontur, protože v těchto dvou případech nám segmentovaná oblast zájmu vyšla nejlépe.

Výsledný program je testován na již zmiňovaných ultrazvukových fantómech a reálných ultrazvukových snímcích pro perfúzní analýzu. U reálných ultrazvukových snímků pro perfúzní analýzu nastává problém v segmentaci dat, která jsou snímána na začátku a na konci této metody. Data nemají dostatečnou intenzitu kontrastní látky k detekci oblasti zájmu. Z tohoto důvodu je dobré eliminovat vstupní data, pouze na ty, u kterých je intenzita, již dostatečná. Tato intenzita se dá vyčíst z grafu, který lze vytvořit také v programovacím prostředí Matlab 2015b.

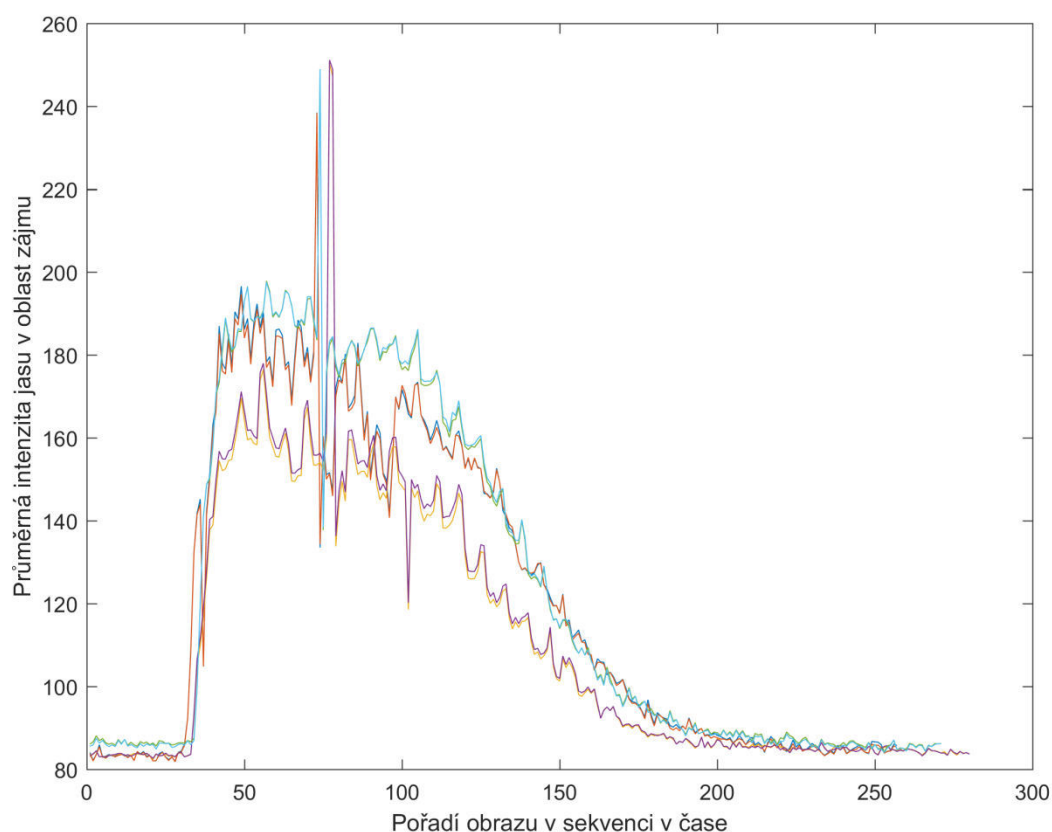
Tento graf lze sestrojit, pokud si zobrazíme snímek, kde jde pěkně vidět oblast zájmu. Pomocí tohoto snímku a funkce *roipoly(I)* vytvoříme masku, která reprezentuje pouze oblast zájmu v dané sekvenci. Následně jde již lehce vypočítat průměrnou intenzitu dané oblasti zájmu, v každém obrazu v konkrétních sekvencích, viz algoritmus 5.

```
% _____Graf intenzit jasu_____

Obr = data{105};      %Načtení obrazu, kde jde vidět oblast zájmu
mask = roipoly(Obr);  %Vytvoření masky oblasti zájmu
for i=1:length(data)
    obr = data{i}; %Načtení postupně všech obrazů v sekvenci
    prumer_jas_1(i) = (sum(sum(obr1.*mask)));
                    %Průměrná intenzita jasu
    vysledek_intenzita_1(i) = prumer_jas_1(i) / (sum(sum(mask1)));
                    %Vydělená počtem pixelů v masce
end
```

**Algoritmus 5:** Část výpočtu pro následné sestrojení grafu intenzit jasu

Graf byl vytvořen pro všechna použitá reálná data a je zobrazen na obrázku 5.1. Z grafu můžeme vyčíst, že obrazy použitelné k segmentaci jsou v intervalu od cca 50 do cca 130 v pořadí v daných sekvencích.



**Obrázek 5.1: Graf intenzit jasu pro všechny používané reálné sekvence**

V rámci předzpracování se již nebudeme zabývat filtrací, jelikož algoritmy pro filtraci je možné použít z kapitoly 4, místo toho se předem podíváme na pomocné úpravy v rámci morfologických operací. Uživatelské prostředí se v tomto případě bude mírně lišit.

## 5.1 Grafické uživatelské rozhraní

Podobně jako v uživatelském rozhraní pro segmentaci obrazů i toto uživatelské rozhraní má v první části na výběr ze vstupních dat, filtraci a výběr segmentační metody. Rozdíl nalezneme například v tom, že tady není na výběr umělý obraz, ale je zde výběr z několika reálných sekvencí.

Na začátku si podobně jako u obrazu uživatel vybere data, filtraci a segmentační metodu. Filtrace není nutná vybrat. Pokud jsou data vybrána, zobrazí se ihned v dolní části uživatelského prostředí. Jestli se uživatel rozhodne načíst svá data, je nutnost použít data ve formátu \*.mat, která v sobě budou mít strukturu s názvem data, v níž jsou

obrazy uložené ve formě buňkového pole typu *cell*. Jestliže uživatel tak neúčinní, program nebude umět následující sekvence načíst.

Jakmile uživatel zadá segmentační metodu, uživatelské prostředí ho navádí ihned zvolit vstupní parametry. V případě metody narůstání oblastí se jedná o zvolení souřadnic, u metody aktivních kontur se jedná o vyznačení vstupní masky, nejlépe viditelné oblasti zájmu. Po určení těchto vstupních dat a potvrzení dvojklikem pomocí myši, má uživatel možnost změnit si defaultně nastavené parametry.

## 5.2 Úpravy pomocí morfologických operací

Morfologické operace jsou zde využity pro problematiku jak homogenity výsledné oblasti zájmu, tak zobrazení pouze jedné určité oblasti zájmu, která je v našem případě levá srdeční komora. V segmentaci ultrazvukových snímků v čase bude následující snímek vycházet z předchozího snímku a tak je nutné určit pouze jednu oblast zájmu, z které následující snímek vychází.

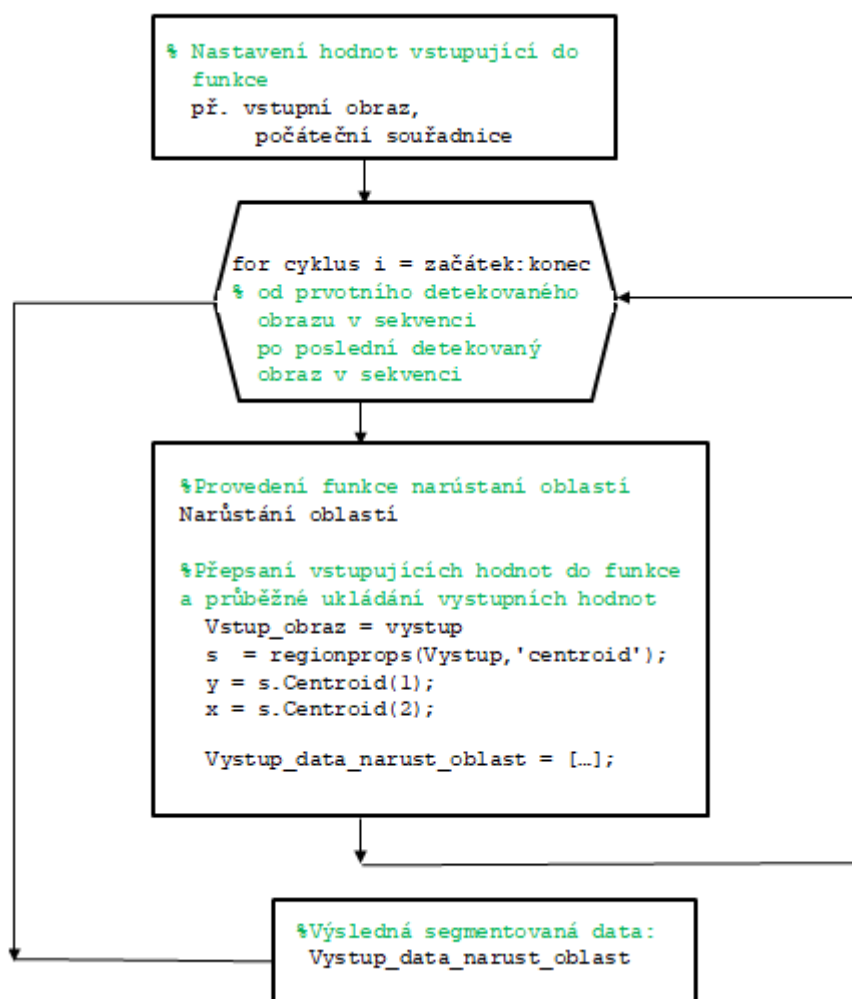
Morfologické operace jsou vlastně matematické operace, které vychází z vlastností bodových množin. Využívají se především pro zdůraznění struktury objektů. Nejčastější morfologické operace jsou dilatace a eroze. Dilatace je rozšíření zvýrazňovaného objektu o předem definovanou část. Eroze je duální transformací k dilataci. [27]

Velká nevýhoda těchto operací je však v tom, že mění velikost objektu v obraze, což pro následnou diagnostiku je nepřijatelné. Odvozené operátory otevření a uzavření se tuto vlastnost snaží kompenzovat tak, že jsou tvořeny zřetěžením operací erozí a dilatací. Jak již bylo zmíněno, eroze je duální transformací k dilataci, není ovšem inverzní a tak pokud erozí odstraníme malé objekty v obraze, dilatací je již nemůžeme obnovit. Operace otevření je zřetěžení dilatace po erozi. Uzavření je posloupnost dilatace a následné eroze. Otevření filtruje tedy objekty zevnitř, uzavření filtruje objekty zvenku.[11]

V programu Matlab je celý toolbox funkcí, které provádějí právě morfologické operace. V kódu jsem použila pro dané metody pouze některé funkce, konkrétně *imclose()*, *imopen()*, *imclearborder()*. Funkce *imclose()* je operace uzavření. Funkce *imopen()* je operace otevření a funkce *imclearborder()* slouží k ošetření, očištění hranic oblasti zájmu.

### 5.3 Segmentace sekvencí metodou narůstání oblastí

Segmentace sekvencí metodou narůstání oblastí vychází z kapitoly 4.4. Funkce použitá v této metodě je identická jako v kapitole 4.4, viz obrázek 4.19. Odlišností v tomto případě jsou, že funkce probíhá v cyklu a na konci jsou zakomponovány morfologické operace. Možnost určení parametrů je pouze u prvního obrazu, který do cyklu vstupuje, následně se vstupní parametry určují automaticky v závislosti na předchozích parametrech. Pro znázornění je zde uveden diagram, viz obrázek 5.2.

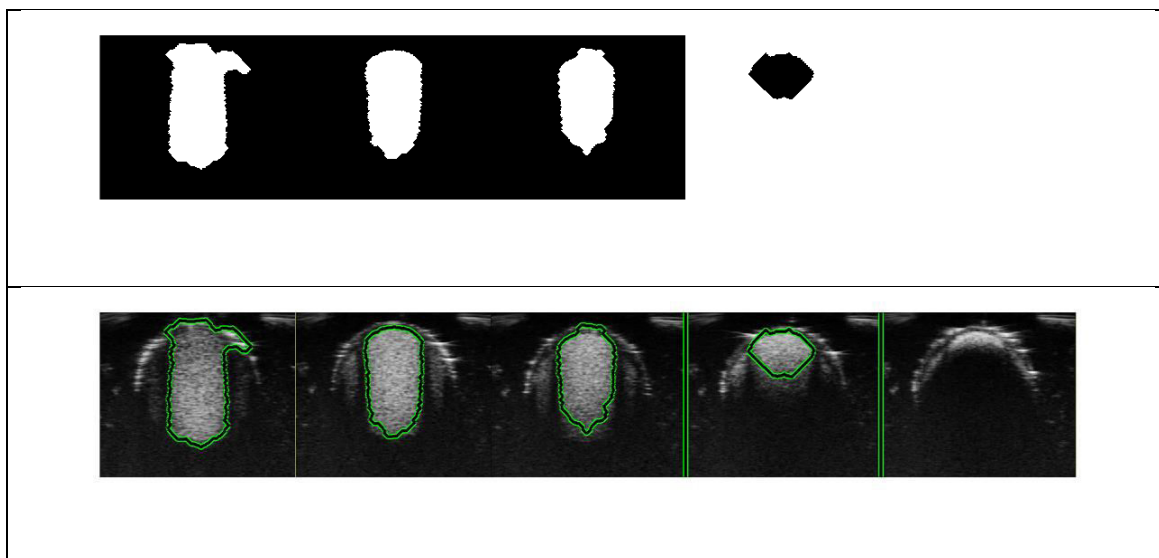


Obrázek 5.2: Diagram znázorňující algoritmus u metody narůstání oblastí v segmentaci sekvencí

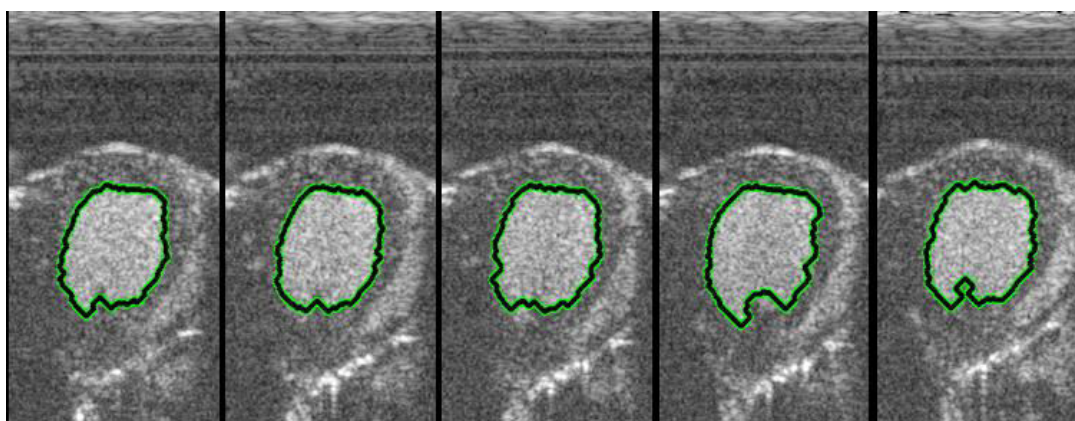
V obrázku 5.2 je vidět, že vstupující parametry znovu do funkce jsou vytvářeny jako přepis výstupních dat na vstupní data. Počáteční souřadnice, ze kterých funkce narůstání oblastí vychází se automaticky přepisují jako střed vysegmentovaného regionu v předchozím obraze.

Pro názornou ukázkou zde uvádím obrázek 5.3 a 5.4, ve kterém vidíme vysegmentovanou oblast zájmu v čase. Pro znázornění je zde uveden nad výslednou

segmentací logický výstup, který je pouze převeden do jiného zobrazení. Zajímavé je, že pokud metoda přeteče, tak již se nic nedetekuje, což lze vidět na obrázku 5.3 úplně vlevo. V reálném obraze jsem zde vybrala jen pět po sobě jdoucích obrazů. V příloze, viz obrázek 1, je nad touto sekvencí uveden logický výstup, podobně jako u fantomových dat, viz obrázek 5.3.



Obrázek 5.3: Fantomová sekvence segmentována metodou narůstání oblastí



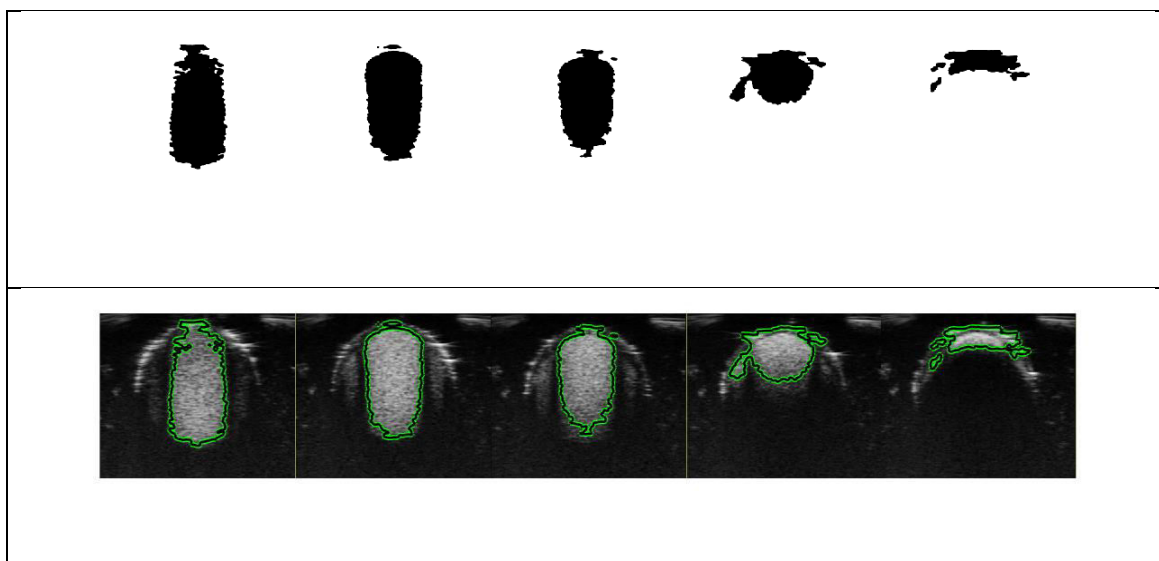
Obrázek 5.4: Reálná sekvence segmentována metodou narůstání oblastí

## 5.4 Segmentace sekvencí pomocí aktivních hranových kontur

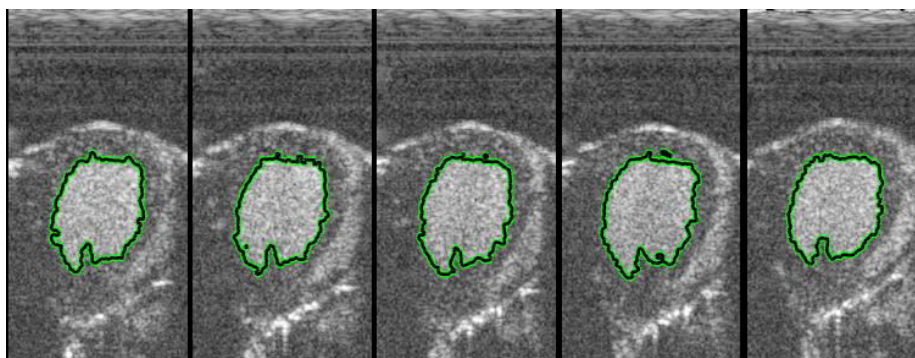
Segmentace sekvencí metodou aktivních kontur vychází z kapitoly 4.4. Funkce použitá v této metodě je identická jako v kapitole 4.4, viz obrázek 4.30. Stejně jako v předchozí kapitole je odlišnost v cyklu, ve kterém funkce probíhá, a v přidaných morfologických operacích. Možnost určení parametrů je také pouze u prvního obrazu, který do cyklu vstupuje, následně se vstupní parametry určují automaticky v závislosti na předchozích parametrech.

Zde již diagram pro znázornění uveden není, jelikož postup je analogický jako na obrázku 5.2. Jediný rozdíl je v přepsání vstupních souřadnic, protože zde se nejedná o bod, ze kterého by funkce vycházela. Funkce pro segmentaci aktivních kontur vychází ze vstupní masky, a tak vycházíme vždy z celé vysegmentované oblasti zájmu předchozího obrazu.

Jako názornou ukázkou uvádím obrázek 5.5 a 5.6, na kterých vidíme vysegmentovanou oblast zájmu v čase. V reálných datech jsem také jako v předchozí metodě vybrala jen pět po sobě jdoucích obrazů. Logický výstup je nad touto sekvencí uveden v příloze, viz obrázek 2. U těchto sekvencí si lze všimnout přesnějších hranic, je to důsledek jak použitím optimálnější metody segmentace pro ultrasonografii, tak i tím, že zde není použita funkce *imclearborder()*. Tato funkce zde není potřebná, neboť se v tomto cyklu se nevychází z jednoho bodu, centroidu, jak již bylo zmíněno, ale přímo z celé vysegmentované oblasti zájmu. Proto zde není takový problém jako v předchozí použité metodě s tím, že se nám vysegmentuje více oblastí zájmu, čehož si můžeme povšimnout na obrázku 5.5 a 5.6.



Obrázek 5.5: Fantomová sekvence segmentována metodou aktivních kontur



Obrázek 5.6: Reálná sekvence segmentována metodou aktivních kontur



## 6 Vyhodnocení

Testování algoritmů na ultrazvukových snímcích probíhalo v první části na uměle vytvořených datech, fantomových datech a následně i na reálných snímcích. V druhé části byl algoritmus testován na fantomových a reálných sekvencích. Pro vyhodnocení dat je důležitá homogennost oblasti v oblasti zájmů a správně nadetekované hrany oblasti zájmů. V našem případě v reálných datech je oblast zájmu levá srdeční komora.

### 6.1 Vyhodnocení segmentace obrazů

V rámci první části lze vidět, že se výsledky velice liší na základě použitých metod i jejich modifikacích. V metodě prahování byly nejlepší výsledky vidět při použití funkce *graythresh(I)* a při dvojitém prahování. Velice pěkných výsledků si šlo povšimnout i v použité metodě narůstání oblastí. Naproti tomu metoda rozvodí měla nejhorší výsledky ze všech použitých metod a to již při pouhém použití fantomových dat. Tato metoda je tedy nevhodná pro použití v ultrasonografii, lze ji využít maximálně jako část algoritmu aplikovaného v rámci jiné metody. Ovšem metodou rozvodí se v rámci této práce dále nezabývalo a to z důvodu, že v aplikaci na ultrazvukové obrazy je doporučováno použít segmentační metody založené na flexibilních obrysech. Proto byla následně použita metoda aktivních hranových kontur, která se jeví jako optimální metoda v rámci práce s ultrazvukovými daty.

V závislosti na vlastnostech ultrazvukových obrazů, které jsou známé především svým postižením multiplikativním šumem, je neoptimálnější metoda k použití segmentace aktivních hranových kontur. Nutno podotknout, že i metoda narůstání oblastí nám ovšem dávala velmi pěkné výsledky, a proto právě tyto dvě metody byly vybrány pro další zpracování ultrazvukových dat. Konkrétně pro zpracování ultrazvukových sekvencí pomocí perfúzního zobrazení v čase.



## 6.2 Vyhodnocení segmentace sekvencí

Druhá část zpracování ultrazvukových dat se tedy zabývá zpracováním ultrazvukových sekvencí. V ultrazvukových sekvencích pomocí perfúzního zobrazení je nutné zmínit, že vlastnosti jednotlivých obrazů v sekvenci se liší intenzitou jasu v čase. Díky této skutečnosti, byl vytvořen graf, viz obrázek 5.1, ve kterém je vidět intenzita jasu v oblasti zájmu ve zkoumaných sekvencích. Z tohoto grafu lze vyhodnotit, že nejvhodnější vlastnosti pro segmentaci mají snímky od cca 50 do cca 130.

Pro správné určení oblastí zájmů je žádoucí pokračovat tak, že si najdeme snímek, ve kterém je tato oblast dobře viditelná, a od tohoto snímku postupujeme podle grafu, viz obrázek 5.1. Buďto doleva po snímek 50, který jsme si určili jako hraniční v závislosti na intenzitě jasu v oblasti zájmu, nebo doprava po snímek 130.

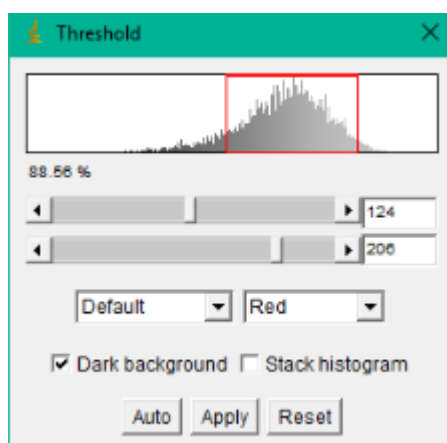
Část vysegmentované sekvence, konkrétně sekvence1, je zobrazena v příloze, viz obrázek 3 i obrázek 4. Jsou zde uvedené pouze některé snímky. Celé sekvence jsou k bakalářské práci přiloženy v elektronickém formátu. Z vybrané části sekvence1, lze vyhodnotit celkové chyby i úspěšné výsledky programu. Jako nedostatky programu můžeme uvést, více výsledných segmentovaných částí pomocí algoritmu aktivních kontur. Tento nedostatek zapříčiňuje ve snímcích 50 až 73 velkou výslednou segmentovanou oblast, ze které program již nedokáže najít správnou oblast zájmu. Další nedostatek, tentokrát v metodě narůstání oblastí se projevil na obrázku 5.3, v posledním kroku segmentace fantomu jde vidět, že algoritmus zcela přetekl. Pokud se takto stane, algoritmus již není schopen detekovat další snímky.

V grafu si lze všimnout píku v pořadí 73. snímku ve všech sekvencích, viz obrázek 5.1. V obrázku 3 i 4 jde vidět, že snímek je zcela nevhodný pro segmentační metody. Jedná se o snímek s vysokou aplikovanou ultrazvukovou energií (*burst*). Díky tomu je tento snímek výrazně přeexponovaný. Důvod, proč je snímek ponechaný v této sekvenci při segmentování a není odstraněný, je jednoduchý. Ve výsledné sekvenci, která je zobrazena v příloze, si lze všimnout, že segmentační algoritmus funguje i přes tento špatný snímek a metody jsou schopné se v rámci dalších snímků opět uchytit na správnou oblast zájmu a následně opět správně segmentovat. Především se jedná o algoritmus narůstání oblastí. U aktivních hranových kontur sice program pokračuje, ale bohužel už se neuchytí zcela správně. Důležité je podotknout, že na snímku 73 algoritmus narůstání oblastí nepřetekl, pouze nadetekoval chybnou oblast zájmu.

### 6.3 Porovnání výsledků s ImageJ

V rámci vyhodnocení je možnost ještě porovnat výsledky s jiným softwarem pro zpracování obrazů, konkrétně se softwarem ImageJ. Jedná se o veřejně dostupný software, který je založený na programovacím jazyku Java. Pomocí uvedeného softwaru je možné zpracovávat obrazové data. Software především slouží ke zpracování biomedicínských obrazů.

Pro porovnání segmentace naprogramované v prostředí Matlab 2015b a vyhotovené v softwaru ImageJ byla vybrána metoda prahování, jelikož v softwaru ImageJ je možnost použití funkce *Threshold* velmi intuitivní. ImageJ nabízí možnost vykreslení histogramu, konvertování obrazů např. na 8-bitové, atd. V případě, že uživatel zadá použití funkce *Threshold*, program automaticky vykreslí i příslušný histogram a možnost nastavení dvou prahů, viz obrázek 6.1.



Obrázek 6.1: Threshold použitý v softwaru ImageJ s defaultním nastavením

Pro porovnání s výsledky, které byly naprogramované v Matlabu 2015b, bylo použité nikoli defaultní nastavení, ale nastavení Huang, díky kterému jsme získali výsledek vyobrazen na obrázku 6.2. Nutno poznamenat, že místo použití filtrace, zde bylo použité vyhlazení pomocí nástroje *Smooth*.



**Obrázek 6.2:** Výsledná segmentace pomocí funkce `Threshold` v softwaru ImageJ

Při porovnání s výsledky naprogramovanými v Matlabu verze 2015b, lze říct, že pro diagnostické účely by byl výrazně lepší algoritmus naprogramovaný v Matlabu, jelikož v softwaru ImageJ není ohrazení oblasti zájmu ostré a jde vidět, že je velice narušené šumem, který ultrazvukové obrazy postihují. Velká výhoda softwaru ImageJ je nepochybně v jeho uživatelském rozhraní. Tuto výhodu jsem oproti svému programu značně snížila vytvořením uživatelského rozhraní GUI v Matlabu verze 2015b. Na závěr bych dodala, že software ImageJ je vhodnější pro obrazy, které nejsou velmi postiženy šumem. Software sice obsahuje řadu filtrací, žádná ovšem není natolik dostatečná, aby vykompenzovala nedostatky ultrazvukových obrázků. Řešením by mohla být ještě úprava výsledného segmentovaného obrazu, např. morfologickými operacemi, ale tato možnost nebyla v tomto softwaru dále testována.

## Závěr

Tato práce pojednává o segmentaci ultrazvukových obrazů a sekvencí. Cílem práce bylo seznámit se s principem perfúzního zobrazení pomocí kontrastní ultrasonografie, prostudovat techniky používané pro segmentaci, některé vybrat a implementovat v prostředí Matlab, poté provést testování na reálných ultrazvukových snímcích pro perfúzní analýzu a práci doplnit o grafické uživatelské prostředí.

Seznámení s principem perfúzního zobrazení pomocí kontrastní ultrasonografie je popsáno v první části. V druhé části je náhled používaných segmentačních metod v aplikaci na ultrasonografii v medicínském prostředí. Z teoretické části se dostaneme k praktické části, kde je splněn úkol implementovat metody v prostředí Matlab. Konkrétně byly některé metody implementovány v Matlab, verze R2015b. Tyto metody byly otestovány na uměle vytvořených, fantomových a reálných obrazových datech. Následně byla práce rozšířena na segmentování sekvencí v čase, pro metodu narůstání oblastí a metodu aktivních hranových kontur, jelikož tyto dvě metody měly v praktické části segmentování statických obrazů nejlepší výsledky.

Vzhledem k tomu, že jsou ultrazvukové data typicky postiženy multiplikativním šumem, je v této práci také pojednáváno o předzpracování ultrazvukových obrazů. Předzpracování je dobré používat převážně v segmentaci ultrazvukových obrazů. V segmentaci ultrazvukových sekvencí bylo nutné obraz zpracovat navíc ještě pomocí morfologických operací, neboť výsledné segmentace z předchozích snímků vstupují do segmentace následného snímku.

Celkové vyhodnocení správnosti algoritmů spočívalo pouze ve vizuálním hodnocení. Zaměření bylo převážně na homogenitu oblasti zájmu a správnou detekci hran v oblasti zájmu. Tyto dva důležité faktory splňovali v první části nejlépe algoritmy narůstání oblastí a aktivních kontur, proto také byly následně převzaty do druhé části na segmentování ultrazvukových sekvencí. Vyhodnocení celkového programu, lze porovnat i s jinými softwarovými nástroji jako je ImageJ. ImageJ má obrovskou výhodu hlavně v jeho grafickém uživatelském prostředí. Tato výhoda oproti programům implementovaným v Matlabu byla snížena po doplnění práce o grafické uživatelské prostředí, jak v rámci segmentace ultrazvukových obrazů, tak i o grafické uživatelské prostředí v rámci segmentace ultrazvukových sekvencí.

# Literatura

- [1] HRAZDIRA, Ivo. *ÚVOD DO ULTRASONOGRAFIE: v otázkách a odpovědích* [online]. Brno: Fakultní nemocnice u Sv. Anny v Brně, 2008 [cit. 2017-10-08]. Dostupné z: [http://www.med.muni.cz/dokumenty/pdf/uvod\\_do\\_ultrasonografie1.pdf](http://www.med.muni.cz/dokumenty/pdf/uvod_do_ultrasonografie1.pdf)
- [2] MÉZL, Martin. *Zobrazovací systémy v lékařství: Ultrazvukové zobrazovací systémy*. Studijní materiály, soubor přednášek. Brno, 2016. Dostupné také z: [https://moodle.vutbr.cz/pluginfile.php/299896/mod\\_resource/content/1/azsl\\_p08\\_v3\\_zaloha.pdf](https://moodle.vutbr.cz/pluginfile.php/299896/mod_resource/content/1/azsl_p08_v3_zaloha.pdf)
- [3] *Electric Medical Servis* [online]. [cit. 2017-11-04]. Dostupné z: <http://www.ultrazvuky.cz/images/zbozi/2/000003-000085.jpg>
- [4] BARTUŠEK, Daniel. *Diagnostické zobrazovací metody: pro bakalářské studium fyzioterapie a léčebné rehabilitace*. Brno: Masarykova univerzita v Brně, 2004. ISBN 80-210-3537-4.
- [5] GALLO, Vladimír. *Segmentace ultrazvukových sekvencí* [online]. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2013 [cit. 2017-10-24]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/11012/26419>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Martin Mézl.
- [6] *Ultrasound imaging in research and clinical medicine*. [online]. , 83–92 [cit. 2017-11-04]. DOI: 10.1002/bdrc.21032. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23897593>
- [7] HRACHO, Michal. *Modelování v perfúzním ultrazvukovém zobrazování* [online]. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2016 [cit. 2017-10-24]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/11012/59730>. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Martin Mézl.
- [8] JIRIK, Radovan, Kim NYLUND, Odd Helge GILJA, Martin MEZL, Vratislav HARABIS, Radim KOLAR, Michal STANDARA a Torfinn TAXT. Ultrasound perfusion analysis combining bolus-tracking and burst-replenishment. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*. 2013, 60(2), 310-319. DOI: 10.1109/TUFFC.2013.2567. ISSN 0885-3010. Dostupné také z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6416486>

- [9] JAN, J. *Medical Image Processing, Reconstruction and Restoration: Concepts and Methods*. Boca Raton: Taylor & Francis Group, 2006. ISBN: 0-8247-5849-8
- [10] KANG, Wen-Xiong, Qing-Qiang YANG a Run-Peng LIANG. *The Comparative Research on Image Segmentation Algorithms*. *IEEE* [online]. Wuhan, Hubei, China, 2009, (10686500), 703–707 [cit. 2017-11-04]. DOI: 10.1109/ETCS.2009.417. ISSN 978-0-7695-3557-9. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?arnumber=4959132&tag=1>
- [11] WALEK, Petr, Martin LAMOŠ a Jiří JAN. *Analýza biomedicínských obrazů* [online] <http://www.dbme.feec.vutbr.cz/sites/default>. Brno: Ústav biomedicínského inženýrství, 2013 [cit. 2017-10-21]. ISBN 978-80-214-4792-9. Dostupné z: <http://www.dbme.feec.vutbr.cz/sites/default/files/news/fabo.pdf>
- [12] MORAVEC, Tomáš. *Fuzzy množiny* [online]. Praha, 2004 [cit. 2017-12-09]. Dostupné z: [https://www.google.cz/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=1&cad=rja&uact=8&ved=0ahUKEwjX0vi34v3XAhWnJMAKHfcJDg0QFggoMAA&url=http%3A%2F%2Fpeople.fsv.cvut.cz%2F~tomanm%2FHTML\\_NEW%2FZTVH\\_SP%2FSP004ZT0304.ppt&usg=AOvVaw2MV7mDnfsaBfxfyYk4H7C5](https://www.google.cz/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=1&cad=rja&uact=8&ved=0ahUKEwjX0vi34v3XAhWnJMAKHfcJDg0QFggoMAA&url=http%3A%2F%2Fpeople.fsv.cvut.cz%2F~tomanm%2FHTML_NEW%2FZTVH_SP%2FSP004ZT0304.ppt&usg=AOvVaw2MV7mDnfsaBfxfyYk4H7C5) Seminární práce z předmětu ZTVH. ČVUT v Praze.
- [13] CHUTNÝ, Pavel. *STUDIUM VIABILITY KARDIOMYOCYTŮ S VYUŽITÍM KONFOKÁLNÍ MIKROSKOPIE* [online]. Brno, 2015 [cit. 2017-12-10]. Dostupné z: [https://www.vutbr.cz/www\\_base/zav\\_prace\\_soubor\\_verejne.php?file\\_id=109356](https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=109356) BAKALÁŘSKÁ PRÁCE. VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ. Vedoucí práce Ing. VRATISLAV ČMIEL.
- [14] NOBLE J. A., BOUKERROUI, D. *Ultrasound image segmentation: a survey*. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 25, issue 8, 2006. doi: 10.1109/TMI.2006.877092
- [15] SANCHEZ-ORTIZ, WRIGHT, CLARKE, DECLERCK, BANNING a NOBLE. *Automated 3-D echocardiography analysis compared with manual delineations and SPECT MUGA* [online]. [cit. 2018-02-26]. ISSN 1558-254X. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/1166636/>
- [16] *The Free Dictionary: Parasternal Line* [online]. [cit. 2018-02-26]. Dostupné z: <https://medical-dictionary.thefreedictionary.com/parasternal+line>
- [17] *VELKÝ LÉKAŘSKÝ SLOVNÍK*: [online]. [cit. 2018-02-26]. Dostupné z: <http://lekarske.slovniky.cz/>
- [18] LEE, Jong-Sen. *Computer Vision, Graphics, and Image Processing: Digital image smoothing and the sigma filter* [online]. November 1983, , 255-269 [cit. 2018-02-26]. ISSN 0734-189X. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/0734-189X\(83\)90047-6](https://doi.org/10.1016/0734-189X(83)90047-6)

- [19] MathWorks: Lee filter. *MathWorks: Lee filter* [online]. 2010, 28.6. 2010 [cit. 2017-12-22]. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/28046-lee-filter>
- [20] FROST, Victor S., Josephine Abbott STILES, K. S. SHANMUGAN a Julian C. HOLTZMAN. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence: A Model for Radar Images and Its Application to Adaptive Digital Filtering of Multiplicative Noise* [online]. , 157 - 166 [cit. 2018-02-26]. DOI: 10.1109/TPAMI.1982.4767223. ISSN 0162-8828. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/4767223/>
- [21] MathWorks: Frost's Filter. *MathWorks: Frost's Filter* [online]. [cit. 2018-02-26]. Dostupné z: [https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/35073-frost-s-filter?s\\_tid=srchtitle](https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/35073-frost-s-filter?s_tid=srchtitle)
- [22] MathWorks: Region Growing. *MathWorks: Region Growing* [online <https://www.mathworks.com> ]. 6.3.2008 [cit. 2017-12-27]. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/19084-region-growing>
- [23] Španěl, M., Beran, V. Obrazové segmentační techniky [online]. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta informačních technologií, 2005, [cit. 2018-04-01]. Dostupné na www: <http://www.fit.vutbr.cz/~spanel/segmentace/>
- [24] LANKTON, Shawn. MathWorks: Active Contour Segmentation. *MathWorks: Active Contour Segmentation* [online]. [cit. 2018-04-01]. Dostupné z: [https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/19567-active-contour-segmentation?s\\_tid=srchtitle](https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/19567-active-contour-segmentation?s_tid=srchtitle)
- [25] SUSSMAN, Mark, Ann ALMGREN, John BELL, Phillip COLELLA, Louis HOWELL a Michael WELCOME. An Adaptive Level Set Approach for Incompressible Two-Phase Flows. *Journal of Computational Physics* [online]. September 9, 1998, , 81–124 [cit. 2018-04-07]. Dostupné z: <http://www.idealibrary.com>
- [26] *Slovník cizích slov: Advekce* [online <http://slovník-cizich-slov.abz.cz>]. [cit. 2018-04-07]. Dostupné z: <http://slovník-cizich-slov.abz.cz/web.php/slovo/advekce>
- [27] *Multimediální interaktivní didaktický systém: Cvičení 10 - Morfologické operace* [online <http://midas.uamt.feec.vutbr.cz/>]. [cit. 2018-04-07]. Dostupné z: [http://midas.uamt.feec.vutbr.cz/ZVS/Exercise10/content\\_cz.php](http://midas.uamt.feec.vutbr.cz/ZVS/Exercise10/content_cz.php)

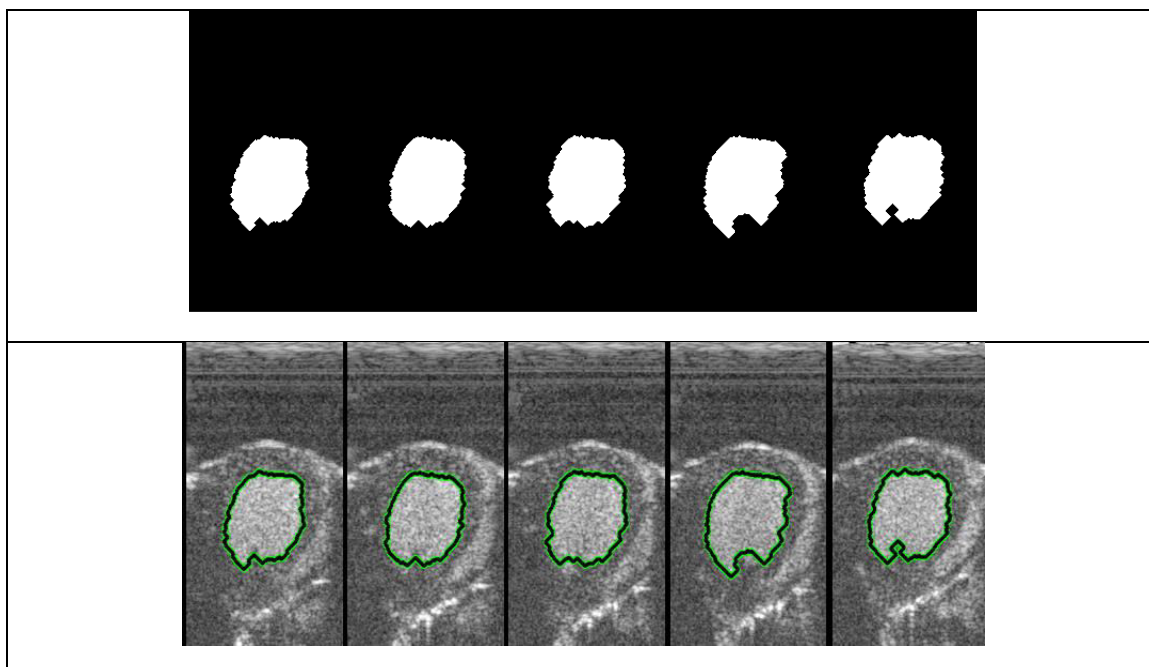
# Seznam příloh

Příloha A] Výsledky segmentace sekvencí.....	1
Příloha B] Návod k programovým kódům .....	4
Příloha C] Návod ke grafickému uživatelskému rozhraní,.....	4
Příloha D] CD .....	8

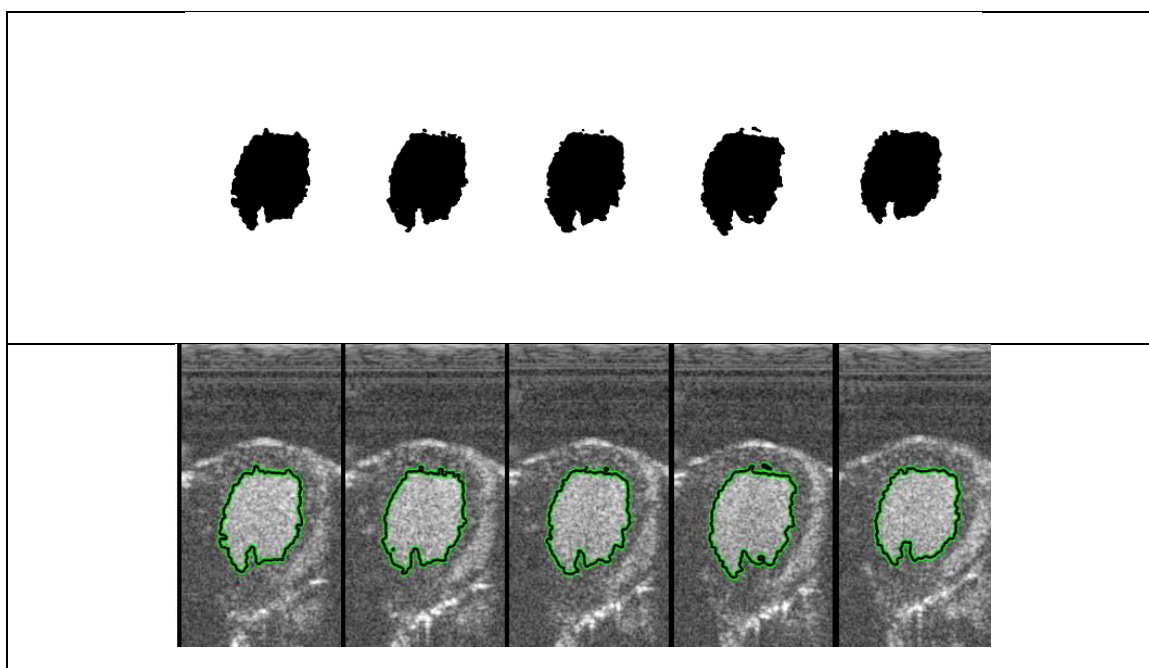


# PŘÍLOHY

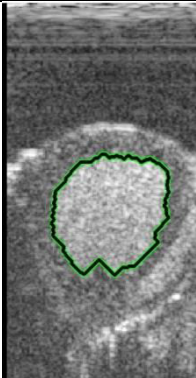
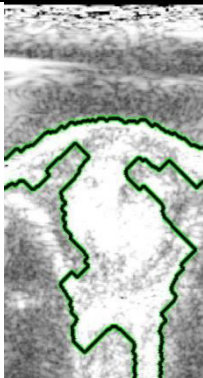
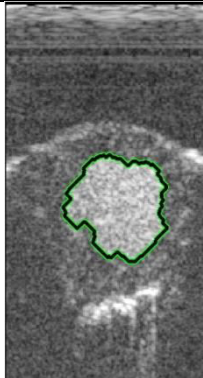
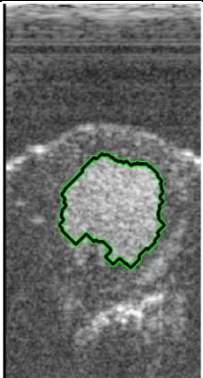
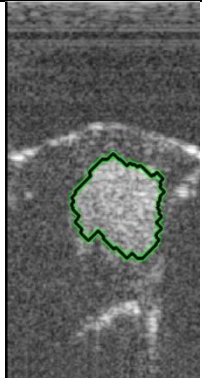
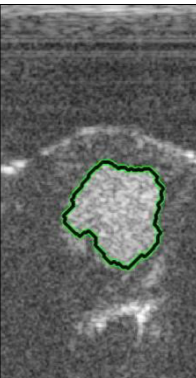
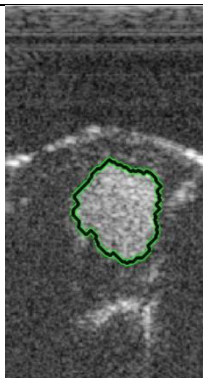
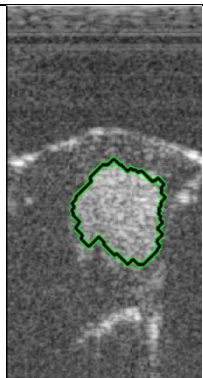
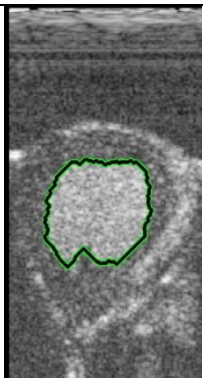
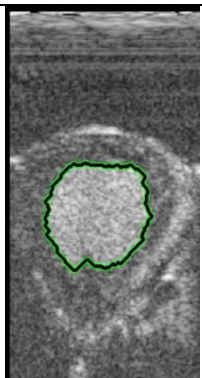
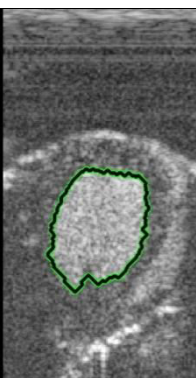
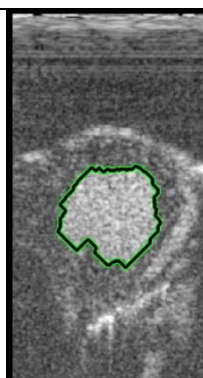
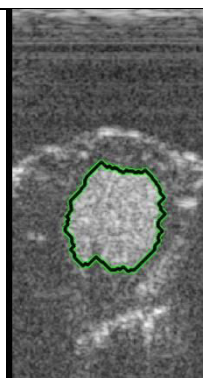
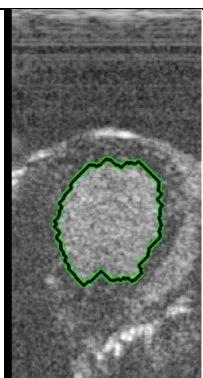
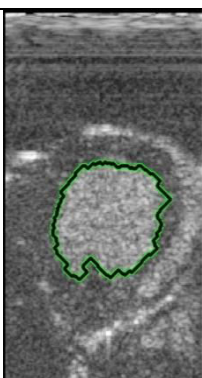
## Příloha A] Výsledky segmentace sekvencí



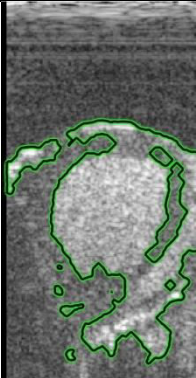
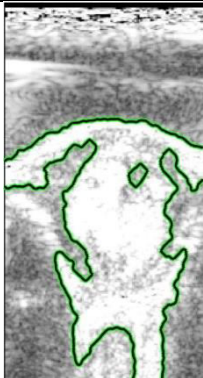
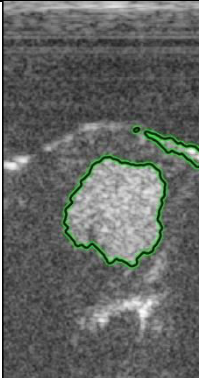
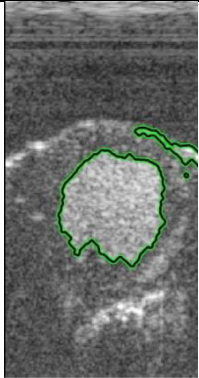
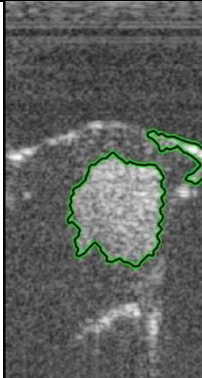
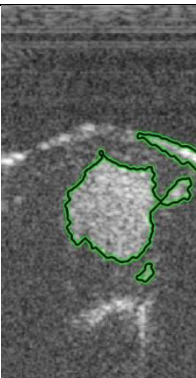
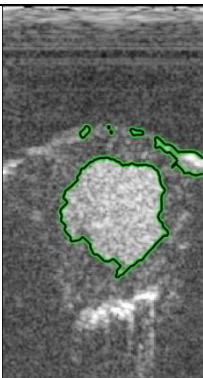
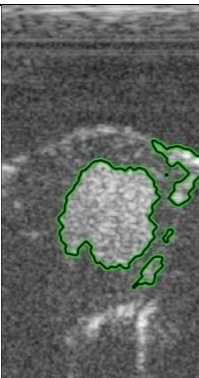
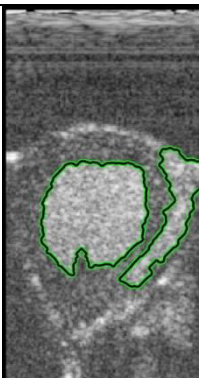
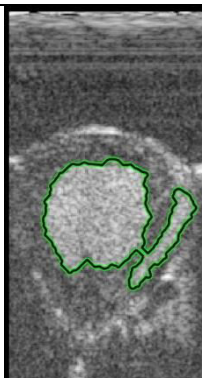
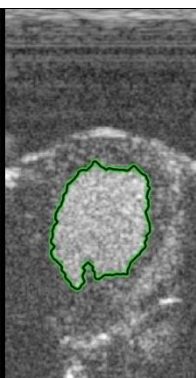
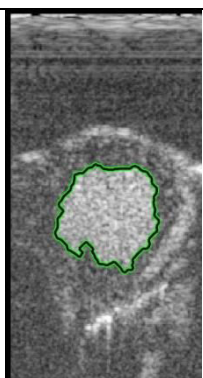
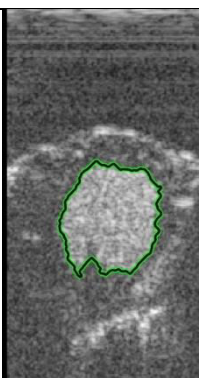
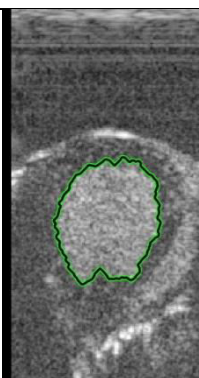
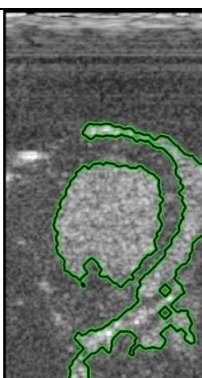
Obrázek 1: Segmentace pomocí narůstání oblastí na reálných datech



Obrázek 2: Segmentace pomocí aktivních kontur na reálných datech

				
snímek 72	snímek 73	snímek 80	snímek 85	snímek 90
				
snímek 91	snímek 95	snímek 97	snímek 98	snímek 99
				
snímek 100	snímek 105	snímek 110	snímek 120	snímek 130

Obrázek 3: Část sekvence1 s vybranými snímky segmentovanou metodou narůstání oblastí

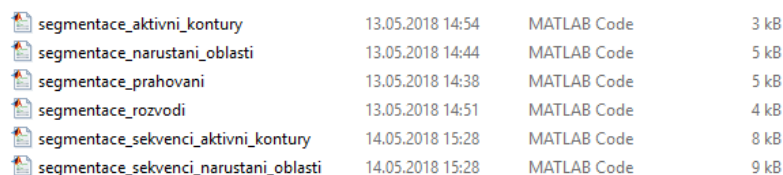
				
snímek 72	snímek 73	snímek 80	snímek 85	snímek 90
				
snímek 91	snímek 95	snímek 97	snímek 98	snímek 99
				
snímek 100	snímek 105	snímek 110	snímek 120	snímek 130

Obrázek 4: Část sekvence1 s vybranými snímky segmentovanou metodou aktivních hranových kontur



## Příloha B] Návod k programovým kódům

Ve složce Samostatne\_kody má možnost uživatel pracovat přímo s naprogramovanými kódy. Pokud si tuto složku rozklikne, vyjede mu toolbox funkcí a skriptů vytvořených v Matlabu. Pro uživatele budou nejdůležitější skripty s názvy začínající slovem segmentace, viz obrázek 5. V těchto skriptech jsou podrobně popsány příkazy s vysvětlenými parametry, u kterých má uživatel možnost změnit hodnoty.



segmentace_aktivni_kontury	13.05.2018 14:54	MATLAB Code	3 kB
segmentace_narustani_oblasti	13.05.2018 14:44	MATLAB Code	5 kB
segmentace_prahovani	13.05.2018 14:38	MATLAB Code	5 kB
segmentace_rozvodi	13.05.2018 14:51	MATLAB Code	4 kB
segmentace_sekvenci_aktivni_kontury	14.05.2018 15:28	MATLAB Code	8 kB
segmentace_sekvenci_narustani_oblasti	14.05.2018 15:28	MATLAB Code	9 kB

Obrázek 5: Skripty určené pro uživatele

## Příloha C] Návod ke grafickému uživatelskému rozhraní,

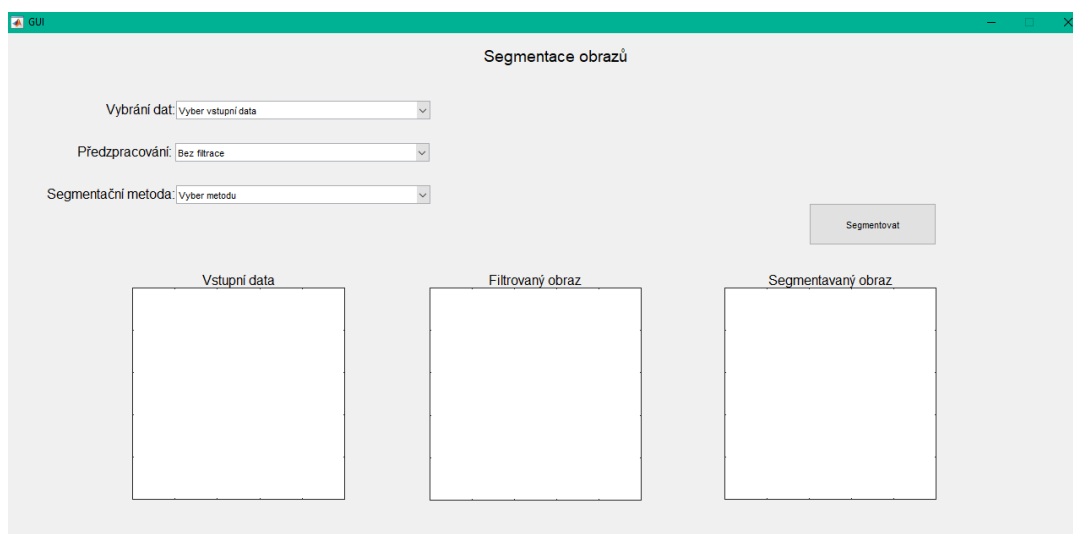
Ve složce GUI, jsou vloženy naprogramované uživatelské prostředí. Program s názvem GUI.m je určený pro segmentaci obrazů. Program s názvem GUI\_sekvence.m je určen k segmentaci sekvencí. Oba tyto programy mají na začátku stejné atributy k prvotnímu nastavení. Jedná se o vybrání dat, možnost zvolení předzpracování a vybrání segmentační metody. Programy jsou tvořeny tak, aby byly co nejintuitivnější pro uživatele. Z velké části jsou také ošetřeny, pokud tedy nebude uživatel zmatkovat a bude postupovat podle návodu, či instrukcí v programu, nemělo by dojít k žádné kolizi.

### Návod k programu GUI, určený k segmentaci obrazů

Na počátku je uživatelské prostředí prázdné a nutí tak uživatele vybrat vstupní data. Dále má uživatel možnost vybrat předzpracování obrazů, tato možnost není povinná a jestli se uživatel rozhodne, že filtraci nevyužije segmentace se provede z nepředzpracovaného obrazu.

Pokud si uživatel vybere možnost jiné vstupní data, má možnost nahrát si vstupní data, která určí za vhodné. Program mu ovšem nabízí doporučené koncovky u souboru, jedná se konkrétně o \*.jpg, \*.png, \*.bmp. Když uživatel nevybere žádná data, program mu vyhodí upozornění, že nemá vybrána žádná data. Jestliže

toto varování bude uživatel ignorovat, při stisknutí na tlačítko segmentovat se zobrazí chybová hláška, kde bude napsáno, že uživatel nemá vybrána vstupní data.



**Obrázek 6: Vzhled uživatelského rozhraní na počátku**

Při vybrání segmentační metody se zobrazí vstupní data, tato možnost se týká uměle vytvořených dat, jelikož různá uměle vytvořená data jsou použita u různých metod tak, aby vystihovali funkci dané metody, co neoptimálněji. Vstupní data se v jiných případech zobrazí i při pouhém vybrání dat.

Při použití filtrace je nutno počkat, než se filtrovaný obraz objeví. Některé filtrace trvají delší dobu. Je možnost libovolně filtraci změnit, zda-li filtrace již proběhla se uživatel má možnost přesvědčit zobrazením názvu filtru, který byl použitý, vpravo dole pod filtrovaným obrazem, viz obrázek 7.

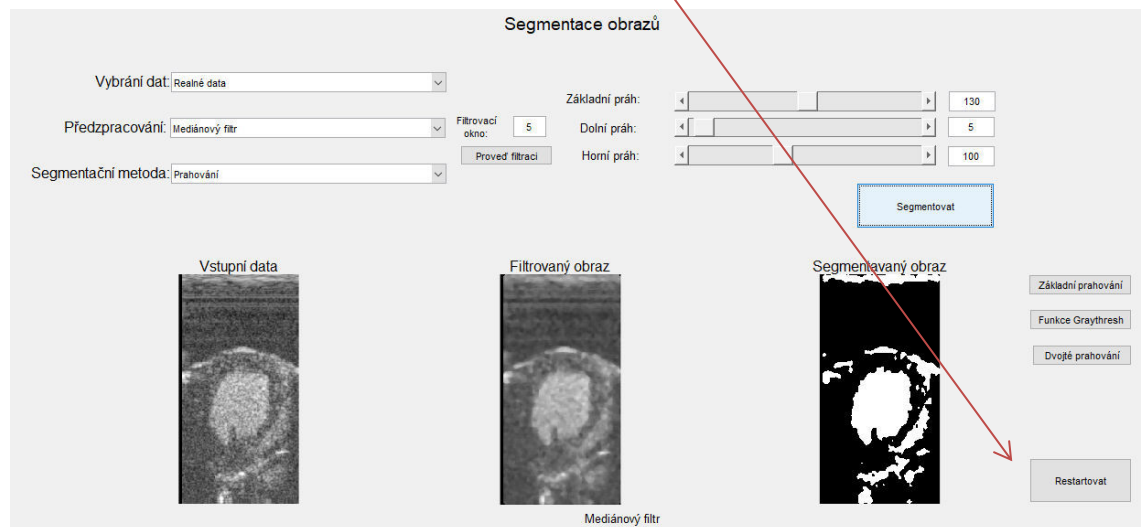


**Obrázek 7: Uživatelské rozhraní s provedenou mediánovou filtrací**

Jestliže je vybrána segmentační metoda nad tlačítkem segmentovat se zobrazí parametry konkrétních metod. Parametry jsou zobrazené s doporučenými hodnotami, defaultně nastavené. Když bude chtít uživatel, kterýkoli parametr změnit, má možnost právě nyní. Pokud si uživatel nastaví libovolně parametry, není zaručena správná segmentace dat.

Při vybrání metody narůstání oblastí, nebo metody aktivních kontur je důležité se řídit vyskakovacími příkazovými okny. V metodě narůstání oblastí, jestliže uživatel zvolí manuální nastavení vstupních parametrů je potřebné myší kliknout do obrazu, ve kterém určil, že parametry vybere a potvrdit výběr dvojklikem. Při metodě aktivních kontur by měl uživatel postupovat podobně, akorát si musí dát pozor při vybírání vstupních dat, jelikož už se nejedná o vybrání bodu pro vstupní souřadnice, ale vybrání masky. Tudíž se zde používá již zmiňovaná funkce *roipoly(I)*.

Jako poslední krok musí uživatel stisknout na tlačítko segmentovat. Jakmile se provede segmentace, zobrazí se u některých metod vpravo od segmentovaného obrazu pomocná tlačítka, kde si uživatel může překlikávat v rámci modifikace konkrétních metod, konkrétně se tyto tlačítka zobrazí u metody rozvodí a prahování. Ovšem po skončení segmentace se také tentokrát u všech metod zobrazí tlačítko Restartovat, viz obrázek 8. Toto tlačítko je doporučeno použít před nastavováním jiné segmentace, jako konečné ošetření tohoto programu.



Obrázek 8: Vzhled uživatelského rozhraní na konci segmentace

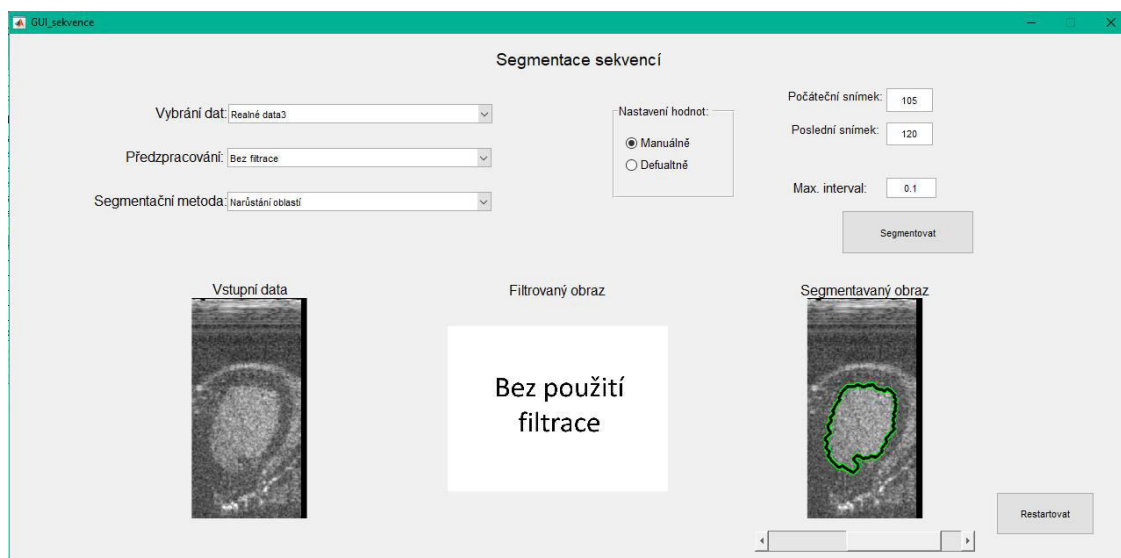
## Návod k programu GUI\_sekvence, určený k segmentaci sekvencí

Uživatelské prostředí pro segmentování sekvencí je analogické jako u segmentování obrazů. Na počátku je rozdíl pouze v typech dat, která jsou na výběr. Již zde není možnost vybrat uměle vytvořená data, naproti tomu je zde možnost z vybrání několika reálných sekvencí. Pokud si uživatel bude chtít vybrat svá data, má možnost zvolit znovu jiné. Tentokrát se ovšem doporučí koncovka \*.mat a uživatel musí splňovat, že vybraná sekvence bude ve formátu struktury, v níž bude buňka s názvem data,

ve které budou obrazy v datovém formátu *cell*. Pokud tak neučiní, nenačte se sekvence správně. Pro správné naformátování sekvence se může uživatel inspirovat předdefinovanými reálnými daty.

Po vybrání všech potřebných vstupních atributů, tedy vstupních dat a segmentační metody si může uživatel povšimnout, že vpravo nad tlačítkem segmentovat se mu zobrazí nejen vstupní parametry, ale i začátek a konec sekvence. Uživatel má možnost tato čísla změnit. Program je ošetřen i tak, že pokud uživatel zadá začáteční obraz s menším číslem, než koncový obraz, program pojede. Pokud ovšem uživatel zadá nesmyslně vysoká čísla, program se zavře a načte znovu, vyhodí se sice chyba v příkazovém řádku, ale ta je nepodstatná, jelikož se týká funkce programu, který se zavřel. Také není doporučeno dávat velký interval mezi počátečním a koncovým obrazem, jelikož potrvá delší dobu, než program dojde do konce.

Zobrazením tlačítka Restartovat poznáme, že je program u konce. Po skončení segmentace se také zobrazí pod segmentovaným obrazem slider, kterým si uživatel může překlíkávat mezi snímky, jež se v dané sekvenci segmentovali. Znovu je zde doporučeno použít tlačítko Restartovat, před nastavováním nové segmentace, jako konečné ošetření programu. Vzhled uživatelského prostředí na konci segmentace je zobrazen na obrázku 9.



Obrázek 9: Vzhled uživatelského prostředí pro segmentaci sekvencí na konci segmentace

## Příloha D] CD

### Seznam souborů na CD

- Elektronická verze práce: Jana\_Schwarzerova\_BP.pdf
- Vytvořený Toolbox pro uživatelské rozhraní v programu Matlab, verze R2015b, v adresáři: \Jana\_Schwarzerova\_BP\Program\_Matlab2015b\GUI
- Vytvořený Toolbox pro zdrojové ukázkové kódy v programu Matlab, verze R2015b, v adresáři: \Jana\_Schwarzerova\_BP\Program\_Matlab2015b\Samostatne\_kody
- Veškeré výsledné obrazy jsou v adresáři: \Jana\_Schwarzerova\_BP\Výsledky
- Výsledné obrazy filtru jsou konkrétněji v adresáři:  
    \Jana\_Schwarzerova\_BP\Výsledky\Filtry
- Výsledný obraz grafu intenzity a doplňující obrazy, znázorňující použitou funkci *roipoly(I)* v adresáři: \Jana\_Schwarzerova\_BP\Výsledky\Graf\_intenzit
- Výsledné obrazy pomocí softwaru ImageJ v adresáři:  
    \Jana\_Schwarzerova\_BP\Výsledky\ImageJ
- Veškeré výsledné segmentované obrazy v adresáři:  
    \Jana\_Schwarzerova\_BP\Výsledky\Obrazy
- Segmentované obrazy metodou aktivních kontur jsou konkrétněji v adresáři:  
    \Jana\_Schwarzerova\_BP\Výsledky\Obrazy\Aktivni\_kontury
- Segmentované obrazy metodou narůstání jsou konkrétněji v adresáři:  
    \Jana\_Schwarzerova\_BP\Výsledky\Obrazy\Narůstání\_oblasti
- Segmentované obrazy metodou prahování jsou konkrétněji v adresáři:  
    \Jana\_Schwarzerova\_BP\Výsledky\Obrazy\Prahování
- Segmentované obrazy metodou rozvodí jsou konkrétněji v adresáři:  
    \Jana\_Schwarzerova\_BP\Výsledky\Obrazy\Rozvodí
- Veškeré výsledné segmentované obrazy sekvencí v adresáři:  
    \Jana\_Schwarzerova\_BP\Výsledky\Sekvence
- Segmentované sekvence metodou aktivních kontur jsou konkrétněji v adresáři:  
    \Jana\_Schwarzerova\_BP\Výsledky\Sekvence\Aktivni\_kontury
- Segmentované sekvence metodou narůstání oblastí jsou konkrétněji v adresáři:  
    \Jana\_Schwarzerova\_BP\Výsledky\Sekvence\Narůstání\_oblasti