



**VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ**

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH  
TECHNOLOGIÍ**

**ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ**

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION  
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

# **SEGMENTACE LEDVIN Z RENÁLNÍ PERFÚZNÍ MR SEKVENCE OBRAZŮ**

SEGMENTATION OF THE KIDNEY FROM THE RENAL PERFUSION MR IMAGE SEQUENCES

**DIPLOMOVÁ PRÁCE**

MASTER'S THESIS

**AUTOR PRÁCE**

AUTHOR

**Bc. MIROSLAV JÍNA**

**VEDOUCÍ PRÁCE**

SUPERVISOR

**Ing. MILOŠ MALÍNSKÝ**

BRNO 2013



VYSOKÉ UČENÍ  
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky  
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

# Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor  
Biomedicínské a ekologické inženýrství

**Student:** Bc. Miroslav Jína

**ID:** 106506

**Ročník:** 2

**Akademický rok:** 2012/2013

## NÁZEV TÉMATU:

**Segmentace ledvin z renální perfúzní MR sekvence obrazů**

## POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Proveďte literární rešerši metod v oblasti segmentace medicínských obrazových dat. 2) Prostudujte problematiku segmentace ledvin v perfúzních MR obrazech. 3) Navrhněte metodu segmentace ledvin a postup hodnocení výsledků této segmentace. 4) Vybranou metodu realizujte v programovém prostředí Matlab a zvolte vhodný způsob reprezentace výsledků. 5) Vytvořený program ověřte na reálných MR obrazových datech. 6) Proveďte diskusi získaných výsledků a zhodnoťte využitelnost řešení.

## DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] JAN, J. Medical Image Processing, Reconstruction and Restoration - Concepts and Methods. Boca Raton : CRC Press, Taylor and Francis, 2005. p. 760. ISBN: 0-8247-5849-8.

[2] YUKSEL, S.E., EL-BAS, A., FARAG, A.A., et al. A Kidney Segmentation Framework for Dynamic Contrast Enhanced Magnetic Resonance Imaging, Journal of Vibration and Control, 2007, Vol. 13(9-10),pp. 1505-1516.

**Termín zadání:** 11.2.2013

**Termín odevzdání:** 24.5.2013

**Vedoucí práce:** Ing. Miloš Malínský

**Konzultanti diplomové práce:** Ing. Petr Walek

**prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.**

*Předseda oborové rady*

## UPOZORNĚNÍ:

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

## **ABSTRAKT**

Diplomová práce se zabývá problematikou segmentace ledvin v perfúzních MR obrazech. Segmentace ledvin se provádí různými metodami. Jedná se o regionově založené metody, deformovatelné modely, metody založené na modelech, hranově založené metody a další. Dosud není znám univerzální algoritmus, který by se dal použít pro segmentaci ledvin různých pacientů. Navrženou metodou této diplomové práce je aktivní kontura Snake, která je vytvořena v programovacím prostředí MatLab. Výsledné kontury jsou kvantitativně a vizuálně porovnány s manuální segmentací.

## **KLÍČOVÁ SLOVA**

segmentace obrazu, magnetická rezonance, prahování, deformovatelné modely, aktivní kontury

## **ABSTRACT**

This master's thesis deals with kidney segmentation in perfusion magnetic resonance image sequences. Kidney segmentation is carry out by a few methods such as region-based techniques, deformable models, specimen-based methods, edge-oriented methods etc. The universal algorithm for patient kidney segmentation still does not exist. Proposed method is an active contour Snake, which is created in programming environment MatLab. Final contours are quantitatively and visually compared to manual kidney segmentation.

## **KEYWORDS**

image segmentation, magnetic resonance imaging, thresholding, deformable models, active contours

JÍNA, M. *Segmentace ledvin z renální perfúzní MR sekvence obrazů*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav biomedicínského inženýrství, 2013. 68 s., 11 s. příloh. Diplomová práce. Vedoucí práce: Ing. Miloš Malínský Ph.D.

## **PROHLÁŠENÍ**

Prohlašuji, že svoji diplomovou práci na téma Segmentace ledvin z renální perfúzní MR sekvence obrazů jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové 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 diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této diplomové práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne .....

.....

(podpis autora)

## **PODĚKOVÁNÍ**

Děkuji vedoucímu diplomové práce Ing. Milošovi Malínskému Ph.D. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé diplomové práce.

V Brně dne .....

.....

(podpis autora)

# OBSAH

<b>Seznam obrázků</b>	<b>viii</b>
<b>Úvod</b>	<b>11</b>
<b>1 Vyšetření ledvin pomocí magnetické rezonance</b>	<b>12</b>
1.1 Úvod do problematiky ledvin .....	12
1.2 Magnetická rezonance .....	13
<b>2 Metody segmentace</b>	<b>15</b>
2.1 Prahování .....	15
2.2 Narůstání oblastí .....	16
2.3 Rozvodí .....	16
2.4 Deformovatelné modely .....	16
2.5 Houghova transformace .....	17
2.6 Markovské modely .....	17
2.7 Ruční segmentace .....	18
<b>3 Literární rešerše</b>	<b>19</b>
3.1 Regionově založené metody .....	19
3.2 Vlnková transformace .....	21
3.3 Deformovatelné modely .....	21
3.4 Hranově založené metody .....	27
3.5 Metoda založená na modelech .....	27
3.6 Ostatní metody .....	28
<b>4 Použitá data</b>	<b>30</b>
<b>5 Navržená metoda</b>	<b>35</b>
5.1 Aktivní kontura .....	35
5.2 Hodnocení .....	35
<b>6 Aktivní kontury – Snakes</b>	<b>37</b>
6.1 Energetické funkce .....	37
6.1.1 Interní energie .....	37

6.1.2	Externí energie .....	38
6.2	Základní geometrické útvary .....	40
<b>7</b>	<b>Segmentace ledviny</b>	<b>46</b>
7.1	Popis použitého programu v MatLabu.....	46
7.1.1	Vývojový diagram 2D segmentace.....	47
7.1.2	Načtení snímků .....	48
7.1.3	Určení počátečních bodů kontury .....	48
7.1.4	Uložení počátečních bodů po směru hodinových ručiček .....	48
7.1.5	Interpolace .....	49
7.1.6	Externí energie .....	50
7.1.7	Energie v ose x a v ose y.....	54
7.1.8	Interní energie .....	54
7.1.9	Výpočet nových bodů kontury.....	54
7.2	Segmentace 3D snímků .....	55
7.2.1	Eroze .....	56
7.2.2	Segmentace v jednotlivých řezech.....	56
7.3	Segmentace 4D snímků .....	58
<b>8</b>	<b>Kvantitativní a vizuální hodnocení</b>	<b>60</b>
8.1	Kvantitativní hodnocení.....	60
8.2	Vizuální hodnocení .....	61
<b>9</b>	<b>Závěr</b>	<b>64</b>
	<b>Použitá literatura</b>	<b>65</b>
	<b>Seznam zkratk</b>	<b>67</b>
	<b>Seznam příloh</b>	<b>68</b>
	<b>Příloha 1. Segmentace pravé ledviny</b>	<b>69</b>
	<b>Příloha 2. Segmentace levé ledviny</b>	<b>74</b>
	<b>Příloha 3. Obsah přiloženého CD</b>	<b>79</b>

# SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1.1: Ledvina .....	12
Obr. 1.2: Magnetická rezonance .....	14
Obr. 2.1: Ergodický Markovův model .....	17
Obr. 2.2: Levo - pravý Markovův model .....	18
Obr. 3.1: Kontury ledvin u 39 pacientů (a), zarovnané výsledky (b), průměrný tvar masky (c).....	22
Obr. 3.2: Automatická inicializace semínka (a), vytvořená maska pomocí homogenní transformace (b), zarovnání masky podle tvaru ledviny (c) .....	23
Obr. 3.3: Originál snímek (a), ruční segment (b), zarovnané snímky (c), binární obraz (d) .....	24
Obr. 3.4: Masky vytvořené z několika ledvin (a), ISO kontury (b) .....	24
Obr. 3.5: Snímky různých ledvin (a), affinní registrace (b), hranice zarovnaných ledvin (c), distanční mapy (d), histogramy (e).....	26
Obr. 3.6: Ruční segment (a), segment navrženou metodou (b), segment dříve navrženým systémem (c) .....	26
Obr. 3.7: Blokové schéma integrované segmentace .....	27
Obr. 3.8: Výsledky integrované metody segmentace .....	27
Obr. 4.1: Snímek ledviny a okolních orgánů ze souboru FF10 .....	30
Obr. 4.2: Snímek ledviny a okolních orgánů ze souboru P4 .....	31
Obr. 4.3: Snímek ledviny a okolních orgánů ze souboru U15.....	31
Obr. 4.4: Změna průměrné intenzity celého snímku v čase.....	32
Obr. 4.5: Změna průměrné intenzity v čase pro výřez ledviny.....	32
Obr. 4.6: Ledvina bez kontrastní látky (a), ledvina s kontrastní látkou (b).....	33
Obr. 4.7: Histogram výřezu ledviny bez kontrastní látky.....	33
Obr. 4.8: Histogram výřezu ledviny s kontrastní látkou.....	34
Obr. 4.9: Vývoj obrazu v čase, perfúze v ledvinové kůře (a), v ledvinové dřeni (b), v ledvinové pánvi (c). .....	34
Obr. 6.1: Hranová energie hvězdy, bez šumu (vlevo), s šumem (vpravo) .....	39
Obr. 6.2: Energie koncových bodů a rohů (vlevo bez šumu, vpravo s šumem).....	39
Obr. 6.3: Změna velikosti masky pro výpočet hranové energie .....	40
Obr. 6.4: Změna velikosti masky pro výpočet hranové energie (zašuměno) .....	40
Obr. 6.5: Změna velikosti masky pro filtraci hranové energie v ose x.....	41

Obr. 6.6: Změna velikosti masky pro filtraci hranové energie v ose x (zašuměno) .....	41
Obr. 6.7: Změna velikosti masky pro filtraci hranové energie v ose y (zašuměno) .....	41
Obr. 6.8: Segment čtverce.....	42
Obr. 6.9: Segment čtverce s Gaussovským šumem s hodnotami rozptylu (vlevo $\sigma^2 = 0,6$ , uprostřed $\sigma^2 = 4$ , vpravo $\sigma^2 = 5$ ) .....	42
Obr. 6.10: Segment kruhu.....	43
Obr. 6.11: Segment kruhu s Gaussovským šumem s hodnotami rozptylu (vlevo $\sigma^2 = 1$ , uprostřed $\sigma^2 = 5$ , vpravo $\sigma^2 = 10$ ) .....	43
Obr. 6.12: Segment kruhu ( $\sigma^2 = 10, \Delta = 0,2$ ).....	43
Obr. 6.13: Segment trojúhelníku pro různé hodnoty šumu.....	44
Obr. 6.14: Segment hvězdy.....	44
Obr. 6.15: Segment hvězdy pro různé hodnoty šumu (vlevo $\sigma^2 = 1$ , vpravo $\sigma^2 = 3$ ). .....	45
Obr. 6.16: Segment kruhu s výřezem .....	45
Obr. 7.1: Vývojový diagram programu pro 2D segmentaci .....	47
Obr. 7.2: Snímek ledvin a okolí .....	48
Obr. 7.3: Detail určení počátečních bodů kontury.....	48
Obr. 7.4: Navzorkování počátečních bodů .....	49
Obr. 7.5: Výsledná počáteční kontura .....	50
Obr. 7.6: Energie koncových bodů a rohů ledvin a okolí .....	50
Obr. 7.7: Energie hran ledvin a okolí.....	51
Obr. 7.8: Gaussovské funkce ve stupních šedi .....	51
Obr. 7.9: Gaussovská křivka pro osu x .....	52
Obr. 7.10: Gaussovská křivka pro osu y.....	52
Obr. 7.11: Gaussovská křivka pro osu xy .....	53
Obr. 7.12: Diskrétní konvoluce.....	53
Obr. 7.13: Energie v ose x (vlevo) a v ose y (vpravo).....	54
Obr. 7.14: Vývoj kontury v jednotlivých iteracích.....	55
Obr. 7.15: Původní maska (vlevo) a eroze (vpravo).....	56
Obr. 7.16: Postupný vývoj segmentace – levá ledvina .....	56
Obr. 7.17: Postupný vývoj segmentace – pravá ledvina.....	57
Obr. 7.18: Externí energie 19. snímku.....	57
Obr. 7.19: Kontura ve dvou časech.....	58
Obr. 7.20: Externí energie v čase 1 (vlevo) a v čase 7 (vpravo).....	59
Obr. 8.1: Segmentace Snake (nahore), manuální segmentace (dole), soubor P4 .....	62

Obr. 8.2: Segmentace Snake (nahore), manuální segmentace (dole), soubor U15.....	62
Obr. 8.3: Obsahy segmentů v jednotlivých řezech .....	63
Obr. 8.4: Použití aktivní kontury (a), ruční segment1 (b), ruční segment2 (c).....	63

# ÚVOD

Pro vyšetření funkce ledviny je zapotřebí změření kortikálního a celkového objemu. Tyto hodnoty není možné změřit klasickým vyšetřením ledviny, řešením může být využití počítačové tomografie (CT). Hlavním problémem při vyšetření pomocí CT je ozařování pacienta. Tento problém řeší vyšetření pomocí magnetické rezonance, kde nedochází k žádnému ozařování. Magnetická rezonance využívá silné magnetické pole a elektromagnetické vlnění s vysokou frekvencí. Nevýhodou vyšetření magnetickou rezonancí jsou její náklady a nižší rozlišovací schopnost oproti CT snímkům. Přesto se do těchto vyšetření vkládají velké naděje. Ledviny je také možné zobrazit ultrazvukem, u kterého nejsou zatím známé výrazné vedlejší účinky. Nevýhodou je však vysoký obsah šumu ve snímcích a špatný průchod ultrazvuku tvrdými tkáněmi, jako jsou například kosti.

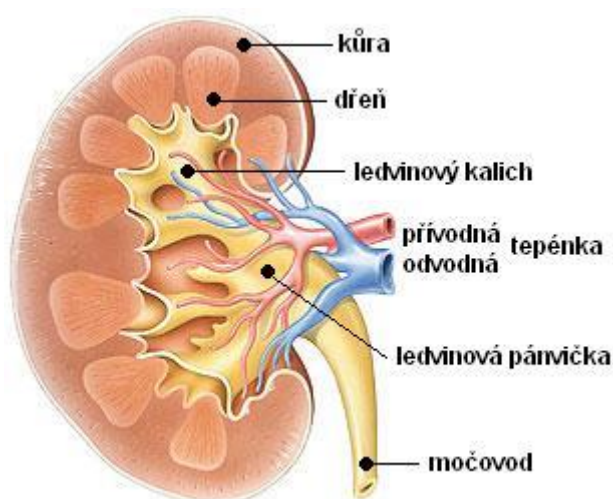
Cílem diplomové práce je návrh metody segmentace, která vychází z detailního nastudování vědeckých článků. V těchto článcích jsou rozebrány různé způsoby a snahy o segmentaci ledvin z magnetické rezonance. Segmentují se snímky 2D, 3D a 4D (3D+čas). Hlavním problémem segmentace ve 4D snímcích jsou pohybové artefakty, které jsou způsobeny dýcháním a tepovou frekvencí pacienta. Každá metoda přináší určité výsledky, které se dají použít pro další studie segmentace. Zatím se nikomu nepodařilo vytvořit univerzální algoritmus, který by se dal použít jak pro zdravé, tak i pro nemocné ledviny.

Navrženou metodou segmentace je aktivní kontura Snake s manuálním určením počátečních bodů. Tato segmentační metoda je detailně popsána a vyzkoušena na základních geometrických útvarech a následně testována na reálných snímcích ledvin. Srovnání výsledků je provedeno s manuální segmentací, která je vytvořena studenty z oboru medicíny. Porovnává se celkový objem ledvin získaný ruční segmentací s objemem pořízeným pomocí automatické segmentace.

# 1 VYŠETŘENÍ LEDVIN POMOCÍ MEGNETICKÉ REZONANCE

## 1.1 Úvod do problematiky ledvin

Ledviny jsou párový orgán fazolovitého tvaru o běžné délce 10 – 12cm. Hlavní funkcí ledvin je filtrace krve. Jedná se o filtraci glomerulární, probíhající v glomerulech, a tubulární, probíhající v tubulech. V ledvinách nedochází jen k filtraci krve, ale také k velké řadě dalších funkcí. Jedna z funkcí je řízení vnitřního prostředí organismu, a to především regulace množství vody, sodíku, draslíku, vápníku, fosforu, hořčíku a ostatních minerálů. Ledviny se podílejí na řízení krevního tlaku. V ledvinách dochází také k produkci hormonů, které ovlivňují jak metabolismus kostí, tak oběhovou soustavu. [17]



Obr. 1.1: Ledvina, (převzato z [26])

Jeden z hlavních problémů ledvin je snížení jejich funkce. K postupnému až chronickému selhání ledvin dochází poslední dobou čím dál častěji. V brzké době bude trpět onemocněním ledvin 5 % světové populace. Renovaskulární onemocnění (zúžení ledviných tepen) je také jedním z rizikových faktorů při kardiovaskulárních chorobách. Proto je důležité, aby se metody řešící segmentaci ledvin vyvíjely způsobem, který zaručí přesnější stanovení diagnózy, a tím úspěšnější následnou terapii. V současné době se funkčnost ledvin hodnotí podle hodnot močoviny, kreatininu, minerálů a glukózy v séru a v moči, přičemž moč se kromě chemického rozboru dále vyšetřuje i mikroskopicky. Vyšetření může být prováděno také kvantitativně, a to obsahem bílkovin v moči, nebo kultivačním vyšetřením moče (mikrobiologické). Tato měření mají nízkou citlivost a také nedokáží rozlišit chorobu mezi pravou a levou ledvinou. Problém správné diagnózy by bylo možné řešit pomocí magnetické rezonance. Touto metodou bychom zjistili jak anatomii, tak i funkci ledvin bez chirurgického zákroku. Citlivost měření je mnohem větší než u kvantitativního měření. Navíc magnetickou rezonancí od sebe rozeznáme levou a pravou ledvinu. [17]

Podle funkce ledvin je možno rozdělit postižení těchto orgánů do pěti stupňů:

- CKD I: normální, nesnížená glomerulární filtrace
- CKD II: lehká ledvinná nedostatečnost
- CKD III: středně těžká ledvinná nedostatečnost
- CKD IV: těžká ledvinná nedostatečnost
- CKD V: ledvinné selhání

Příčinu a druh onemocnění zjišťuje nefrolog vyšetřením pacienta. Kromě osobního rozhovoru a rozbořením krve a moči může lékař vyšetřit pacienta pomocí zmíněných metod (ultrazvuk, počítačová tomografie). Nevýhodou počítačové tomografie je, že nelze ze snímků získat analytickou informaci o biochemické struktuře vyšetřované tkáně. Tuto informaci je možné získat právě z magnetické rezonance. Vyšetření touto metodou by velice pomohlo lékařům jak v diagnostice, tak i v průběhu terapie a při hodnocení účinnosti léčby. [17]

## 1.2 Magnetická rezonance

Magnetická rezonance je moderní vyšetřovací zobrazovací metoda. Jedná se o jev, který je založený na interakci vektoru magnetizace atomových jader nacházejících se ve statickém magnetickém poli s radiofrekvenčním magnetickým polem. Za přesně definovaných podmínek získáváme měřitelný signál, který nám dává informaci o rezonančním kmitočtu jednotlivých atomových jader. Z měřeného signálu je získán tomografický obraz. V magnetické rezonanci se měří napětí indukované ve snímací cívice, které je úměrné součtu amplitudových vektorů magnetizace jednotlivých jader ve vzorku. Využívá se frekvence v rozsahu 3 – 300MHz. Jako označení magnetické rezonance je používána zkratka MR nebo MRI z anglického názvu „Magnetic Resonance Imaging“. Tento název vznikl z původního označení nukleární magnetická rezonance (NMR), který se již nepoužívá. Označení se přestalo používat, protože si jeho význam pacienti chybně vysvětlovali tím, že by se mohlo jednat o využití nějaké jaderné energie. Ve skutečnosti se jedná pouze o nukleární indukci. [18]

Pomocí magnetické rezonance je získáván obraz, který zachycuje anatomii a fyziologii lidského těla z hlediska struktury, funkce a chemické složení. Hlavní výhodou této zobrazovací metody vůči počítačové tomografii je získávání obrazu, při kterém se nepoužívá ionizující záření, které je pro člověka velmi škodlivé. Další důležitá výhoda MR je velká rozlišovací schopnost měkkých tkání a negativní kontrast proudící krve. Podle dosavadních výzkumů by tato metoda neměla mít negativní účinky na organismus. Toto tvrzení platí v případě dodržení všech pravidel a podmínek při snímání magnetickou rezonancí. Například pacient nesmí mít na sobě, ani v těle žádné kovové předměty (kardiostimulátory, defibrilátory, inzulinové pumpy apod.), protože by mohlo dojít působením silného magnetického pole k nevratnému poškození povrchu těla nebo organismu. [18]

K nevýhodám v současné době patří časová a ekonomická náročnost metody. Při snímání vznikají pohybové artefakty díky dýchání, což je také jeden z problémů, na který je potřeba přihlížet při zpracování MR snímků. Pacienti s klaustrofobií mohou mít problém s vyšetřením pomocí této metody, jelikož přístroj pro měření magnetickou rezonancí je tunel, kterým musí pacient projet. V magnetické rezonanci je špatný poměr

signál/šum. Používá se filtrace vysokých prostorových frekvencí, která se snaží potlačit šum v datech. Nejčastěji je využit Gaussův filtr. Kromě prostorové filtrace se používá i filtrace časová, při které dochází k filtraci nízkých a vysokých frekvencí. Nejprve se odstraní pomalé kolísání signálu (srdeční činnost, respirace) a poté vysokofrekvenční šum. [19]

Zobrazované parametry magnetickou rezonancí:

- Hustota protonů na koncentraci vody, relaxační doba T1 a T2
- Difúze – proces rozptylování částic v prostoru
- Perfúze – průtok tekutiny určené prostředím
- Pohyb – rychlost, zrychlení
- Vlivy susceptibility
- MR – Spektroskopie [20]

Orgány lidského těla jsou zobrazovány na základě jejich chování v silném magnetickém poli, které je až 15000krát silnější než magnetické pole Země. Metodou se dá zobrazit rozdílné chování zdravé a nemocné tkáně. V současné době patří magnetická rezonance mezi nejsložitější a nejdražší zobrazovací metody.



Obr. 1.2: Magnetická rezonance, (převzato z [27])

## 2 METODY SEGMENTACE

Cílem segmentace je získat charakteristické znaky scény (snímku). Metodami segmentace můžeme rozdělit obraz na homogenní oblasti podle určitých pravidel a přesně vymezených vlastností. Různé segmentační techniky využívají různé typy obrazové informace. Jedná se o důležitou část analýzy obrazu, která například pomáhá k odlišení jednotlivých orgánů nebo k rozdělení dílčích částí jednoho orgánu. Jde tedy o jednu ze základních operací při zpracování obrazů. Do této části se také zahrnuje odstranění šumu v obraze, potlačení vlivu nerovnoměrného osvětlení a další. Neexistuje univerzální algoritmus pro segmentaci. Každá specifická úloha vyžaduje určitý algoritmus, který bude vhodný pro řešení dané úlohy.

### 2.1 Prahování

Metoda prahování je jednou z nejstarších a nejjednodušších segmentačních metod. Segment obrazu je homogenní vzhledem k určitému parametru, který je konstantní, nebo se pomalu mění. Rozlišují se dva typy parametrů. První je skalární parametr, který je v určitém tolerančním intervalu. Tento interval může být konstantní nebo se může měnit (dynamicky proměnný). Druhým typem je vektorový parametr. Ten je u jisté prostorové oblasti příslušného prostorového vektoru. Tím pádem mohou být hranice vzájemně závislé (oblast může být dynamicky proměnná). Parametr lze získat různými metodami. Například pomocí texturní analýzy nebo prahováním. [5]

Prahování je globální metoda, kde se zvolí jeden práh a podle něho se porovnávají všechny ostatní hodnoty. Metoda prahování může být i lokální nebo hierarchická, což znamená, že pro každou část obrazu se používá jiný práh. Prahování lze rozdělit na několik částí. Prosté prahování, dvojité prahování, poloprahování, prahování na základě histogramu, adaptivní prahování apod. [6]

Prosté prahování je prováděno na binárním obrazu, kde je zvolen jeden pevný práh, podle kterého se postupně porovnávají jednotlivé hodnoty pixelu. Například je zvolená určitá prahová hodnota, která se porovná s konkrétním pixelem v obraze. Pokud je menší, je původní hodnota přepsána na nulovou. Pixely s větší hodnotou jsou přepsány na jedničku. [6]

Dvojité prahování používá rozmezí definované dvěma prahy, v němž se musí hodnota pixelu nacházet, aby získala hodnotu „1“. Hlavním problémem těchto dvou druhů je stanovení prahu tak, abychom získali co nejvíce informací z původního obrazu. Proto se častěji používá adaptivní prahování, kde se hodnota prahu nastavuje vzhledem k vlastnostem okolí aktuálního pixelu. Což může být vyjádřeno například histogramem. [6]

Často je tato segmentační metoda použita s morfologickými operacemi, protože se v obraze obvykle nachází nežádoucí šum. Nejčastěji je použita dilatace a eroze. Binární dilatace dilatuje objekty. Tím se rozumí, že přidává „pruhy“ podle hranic objektů. Jedná se o zvětšování objektů, odstranění malých otvorů v objektech a propojení objektů nebo částí hran. Erozí se rozumí zmenšení objektů, odstranění výčnělků a rozdělení propojených objektů. [6]

## 2.2 Narůstání oblastí

Metoda, která vychází z počátečního bodu, tzv. semínka. Volba tohoto bodu je prováděna interaktivně, stochasticky nebo z předchozí analýzy. Rozhodnutí, kde se přidá pixel, je provedeno na základě vhodně definovaného kritéria homogenity. V této metodě se jedná o tzv. zaplavování oblastí z počátečního místa. Postupně se zaplavují další pixely od počátečního bodu. Hlavním problémem je šum, díky kterému může dojít k falešné segmentaci. U snímků z MR se nachází šum, který vznikl z náhodných signálů generovaných elektronickými komponenty systému. [7]

Mezi další metody, které fungují na podobném principu, patří slučování a dělení oblastí.

## 2.3 Rozvodí

Jedná se o metodu, kde je považován šedotónový obraz za výškovou mapu. Cílem metody rozvodí je rozdělení obrazu do stejnorodých regionů. Existují dva základní přístupy pro segmentaci metodou rozvodí. První z přístupů je založený na postupném zvedání vodní hladiny a zaplavování oblastí. V momentě, kdy by mělo dojít ke spojení dvou povodí, dojde ke vzniku tzv. hrází, tím nedojde k jejich spojení. K zakončení segmentace dojde tím, že již všechny oblasti jsou zaplaveny a hladina vody nemá kam stoupat. Výsledkem jsou tedy povodí oddělené hrázemi. Druhý přístup je založený na odtékání vody díky zemské gravitaci. Pro každý bod v terénu se hledá možná cesta, kudy by mohla voda odtéci. Hledaná cesta končí vždy lokálním minimem. Množina bodů nebo pixelů, jejichž cesta „po proudu“ končí ve stejném lokálním minimu, potom tvoří povodí. [9]

## 2.4 Deformovatelné modely

Jeden z mnoha druhů deformovatelných modelů jsou aktivní kontury, někdy také nazývané Snakes. Metoda je založena na minimalizaci energetického funkcionálu. Hlavní nevýhodou je diskretizace a stanovení vhodných hodnot parametrů pro segmentaci. Hodnoty se nejčastěji volí experimentálně. Tato metoda také zahrnuje například tzv. balónky. Jedná se o první vylepšený model základních aktivních kontur. [5]

Do deformovatelných metod je také zahrnuta metoda Level – sets. Jedná se o křivku, která je reprezentována tzv. nulovou hladinou – řezem v rovině  $xy$ , která je dána vícedimenzionální funkcí. Základní rozdíl metody Level – sets oproti aktivním konturám je ten, že tvar křivky neměníme přímo, ale prostřednictvím Level – set funkce. Hlavní výhodou této metody je nezávislost výsledku na počáteční poloze a tvaru křivky. Level – sety umí segmentovat i velmi složité tvary, které obsahují díry, nebo mají hodně členitou hranici. Bez problému lze segmentovat více objektů najednou. Díky této vlastnosti je metoda vhodná pro objekty, které mění svoji topologii mezi jednotlivými snímky. Tato metoda je vhodným adeptem pro zpracování obrazu z MRI. Hlavní nevýhodou je výpočetní složitost. [5]

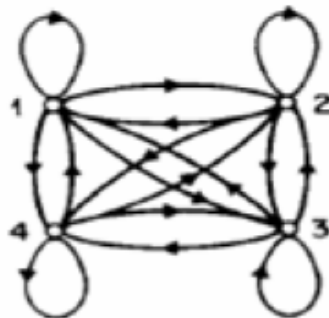
## 2.5 Houghova transformace

Houghova transformace je jedna z dalších metod, které lze využít pro segmentaci v medicínských obrazech. Hlavním principem je nalezení matematicky definovatelných struktur v rastrovém obraze. Metoda vyžaduje, aby hledané struktury byly definovány v parametrické formě. Nejčastěji se tato metoda používá pro detekci čar, kružnic, elips a dalších jednoduchých útvarů, u kterých je parametrický popis dobře známý a snadno formulovatelný. [8]

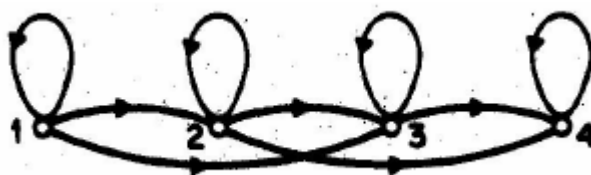
Je možné vytvořit modely ledvin a podle nich vyhledávat segment ledvin, ale každá ledvina má jiný tvar. Bylo by obtížné vytvořit velké množství modelů, které by odpovídaly většině tvarů ledvin. Proto se tato metoda nejeví jako vhodná pro snímky ledvin.

## 2.6 Markovské modely

Jedná se o zvláštní případ stochastických konečných automatů. (Výpočetní model, který se nachází v jednom z několika definovaných stavů. Vstupní hodnoty určují, v jakém stavu se automat bude nacházet). Přejít mezi jednotlivými stavy je vyjádřeno pravděpodobnostmi. Metoda je určena pro detekci a vyhodnocení změn stavu systému, který je popsán pomocí pravděpodobnostního modelu. Jedním z předpokladů jsou omezené podmínky pro změnu stavu konečného stavového automatu. Náhodný proces je označen jako Markovův za předpokladu, že následující stav bude záviset pouze na nynějším stavu a nebude závislý na předchozích stavech. Modely jsou dvojího typu: s diskretním časem a se spojitým časem. Markovovy modely se také dělí na ergodické a levo – pravé. U ergodických modelů jsou všechny stavy mezi sebou propojené přechody. Levo – pravé modely mají přechod stavů vedle sebe, buď s nejbližším stavem, nebo existují modely, kde je přechod možný mezi všemi stavy.



Obr. 2.1: Ergodický Markovův model, (převzato z [15])



Obr. 2.2: Levo - pravý Markovův model, (převzato z [15])

## 2.7 Ruční segmentace

Nejkvalitnější výsledky segmentace v lékařství dostaneme použitím ruční segmentace (tzv. „Zlatý standard“). Metoda je prováděna odborníkem, nejčastěji radiologem, který ručně vysegmentuje oblast zájmu. Podle této metody se porovnávají výsledky automatických nebo poloautomatických segmentací. Hlavní nevýhodou ruční segmentace je časová náročnost. Zatímco automatická segmentace se pohybuje řádově v sekundách, ruční segmentace jedné ledviny může trvat až dvě hodiny.

## 3 LITERÁRNÍ REŠERŠE

Problematikou segmentace ledvin se zabývá mnoho vědců z celého světa. V následujících kapitolách je popsáno několik metod, které byly jimi testovány a hodnoceny. Některé metody mají poměrně velkou úspěšnost hodnocení, ale zatím žádná metoda není univerzální. Často je metoda vhodná pouze pro určitá onemocnění ledvin nebo jako doplňující informace k jinému vyšetření. Univerzální algoritmus pro segmentaci ledvin z MRI doposud není vytvořen.

Jeden z hlavních problémů při segmentaci ledvin jsou pohybové artefakty, které vznikají dýcháním pacienta a tepovou frekvencí. Mezi další problémy patří různá onemocnění ledvin. Při snížené funkci ledvin se může vstříknutá kontrastní látka nacházet v daných problémových místech delší dobu, a to může mít vliv na měření kontrastu ledviny.

Jednotlivé články jsou rozděleny do několika podkapitol. Každá řešená metoda se často zabývá více typy metod a různě je kombinují. Proto se nedá udělat pevné rozdělení všech vědeckých článků. Jedná se tedy o přibližné rozdělení podle toho, čím se nejvíce metoda zabývá.

### 3.1 Regionově založené metody

Ve vědeckém článku Automatická segmentace ledvin z DCE-MRI za použití lokálních aktivních kontur a nezávislých komponent řeší problematiku segmentace ledvin pan **M.Sc. Asmund Kjorstad**. Ve své publikaci se zabývá segmentací ledvin ze snímků MRI pomocí lokálních aktivních kontur a nezávislých komponentních analýz (ICA). Zpracovávají se zde snímky, u kterých byly již pohybové artefakty odstraněny. Postupně se segmentují jednotlivé řezy ledviny. Metoda je plně automatická a není třeba žádného manuálního zásahu. [1] Postup je následující:

- ICA - pro každou ledvinu zvlášť
- vytvoření masky za použití morfologických operací a prahování
- aplikace aktivní kontury za použití předchozí masky jako počáteční body kontury

Metoda je porovnávána proti tzv. Zlatému standardu, který je výsledkem ruční segmentace odborných rentgenologů. Metoda je velmi dobrá pro získání polohy ledviny. Při porovnání ruční a automatické segmentace vyjde shodnost 99 %. Zde se dosahuje lepších výsledků než u ruční segmentace. Při hodnocení plochy jsou již výsledky horší. Citlivost je podobná jako u ruční segmentace, ale k vymezení konkrétního místa je metoda horší. Porovnání ruční a automatické segmentace je 93 %. Z toho vyplývá, že metoda má tendenci k tzv. „oversegmentu“ ledvin (neukončená segmentace okrajem ledviny). Navržená metoda se dá srovnávat s manuální metodou segmentace. Algoritmus je obecný a dal by se využít pro jiné segmentace. [1]

Jedna z dalších studovaných metod je založená na adaptivním prahování a regionálním přístupu. Využito je kontrastního zvýraznění snímků. Touto problematikou se zabývají vědci z Pekingu. Metodu v následujícím článku řeší **Dongjiao Lv** a několik dalších profesorů a studentů. [3]

Cílem této metody je odstranění chyb při měření intenzity ve stejných bodech na různých snímcích. Tyto chyby vznikají pohybem pacienta. Největším problémem při měření jsou pohybové artefakty, které vznikají kvůli dýchání pacienta. Jedno z možných řešení je manuální výběr části ledvin ve snímku, ale to zabere mnoho času. Metoda je poloautomatická, jelikož je zde použito manuální označení prvního bodu, od kterého se dále segmentace vyvíjí. Algoritmus zajišťuje trojrozměrnou automatickou segmentaci. Pro výpočet je použita maska, která je vytvořena z oblastí ledvinové kůry, neobsahuje tedy celou ledvinu. [3]

- manuální volba počátečního bodu (semínka)
- narůstání oblastí s adaptivním prahem
- narůstání oblastí s konstantním prahem

Výsledky segmentace vykazují vysoké hodnoty korelačních koeficientů (více než 96 %). Výsledky jsou mnohem lepší u segmentace za použití masky, která je přes celou ledvinu (menší než 75 %). [3]

**Ting Song** a kolektiv řeší metodu segmentace 4D snímků z MRI [22]. Jedná se o 3D snímky v čase. Jejich metoda spojuje informaci z prostorových a časových anatomických dynamických struktur. Cílem je segmentace ledvinové kůry, dřene a ledvinové pánve. Obvykle se segmentují ledviny v prostorové oblasti. Pokud kontrast poskytuje dobré rozdíly mezi kůrou a dřemí, tak se nejprve segmentuje celá ledvina, potom ledvinová kůra a nakonec ledvinová dřev. Segmentace 3D může být dosažena různými metodami, včetně optimalizovaného prahu, grafových řezů a 3D úrovnových souborů. Výhodou metody časové segmentace je, že získá časovou informaci ze všech dat, ale ignoruje prostorovou anatomickou strukturu. Proto je cílem kombinovat prostorovou i časovou segmentaci. [22]

Navržená metoda obsahuje prostorovou automatickou 3D detekci pomocí semínka (seed), časový vývoj 3D souboru dat a provedení optimalizace. Pro detekci počátečního bodu je použito semínko. V této práci je použita prostorová metoda úrovně (spatial level set) díky její flexibilitě a efektivitě. Tato metoda provádí minimální rozdělení obrazových dat do stejných objektů, které jsou rozdělené po částech. Metoda je založena na funkci "Mumford - Shah", což je určité podobnostní kritérium. Po tomto kroku je získána hrubá segmentace. Vytvořená semínka jsou použita pro automatickou inicializaci dalšího kroku. Následným krokem je časový vývoj 3D souboru dat. Nakonec se provede optimalizace. [22]

Zlepšení v navrhované metodě řeší nestabilitu a složitost numerické realizace. Časový vývoj 3D souboru dat pracuje s velmi objemnými čtyřrozměrnými daty, které se blíží velikosti jednomu gigabytu. Proto je potřeba minimalizovat složitost výpočetního algoritmu. V této studii je použit iterativní numerický přístup. Jedna iterace pro 4D rámec trvá stejně dlouho jako všechny iterace pro 3D data. Z tohoto důvodu je potřeba zvážit přesnost a efektivitu, aby výpočty nebyly příliš časově náročné. Metoda může být náchylná k numerickým nestabilitám a je klinicky nepraktická,

protože by se každý set počítal příliš dlouho. Pro řešení nestability se reinitializuje funkce „level set function“ po několika iteracích. Problém může také nastat, pokud je povrch příliš složitý, jako např. ledvinová dřev. Inicializace je časově náročná. Proto se reinitializace provádí například pro každých 10 iterací. Nicméně pro složitější povrch (dřev), kde se jednotlivé body vyskytují blízko k okraji, vyžadujeme častější reinitializace (např. každá první až druhá iterace). Jinak by vznikly velké chyby generované v těchto bodech a postihly by hranici ledviny. [22]

Navržená metoda je hodnocena s ruční segmentací ledvin rentgenologem. Hodnotícím kritériem je vzorec [22], který počítá chybu v objemu ledviny mezi ruční a automatickou segmentací. Pro měření je použito 22 ledvin. Rozdíl mezi manuální a automatickou segmentací je  $12,6 \pm 8,6$  ml pro kůru,  $10,6 \pm 4,9$  ml pro dřev, a  $2,9 \pm 2,1$  ml pro sběrný systém. [22]

## 3.2 Vlnková transformace

Další metodou segmentace je vlnková transformace. Tímto problémem se zabývají vědci **Sheng Li** a kol., řeší vlnkové shlukování voxelů v časových průbězích. Jedná se o segmentaci v prostoru, při níž používají neparametrickou diskretní vlnkovou transformaci. Jejich metoda je aplikována na snímcích 3D DCE-MRI u čtyřech zdravých dobrovolníků a třech pacientů. Hlavní výhodou vlnkové transformace je dobré odstranění šumu. V měření jsou použity dva zdroje magnetické indukce. Jedná se o magnetickou indukci o velikosti 1,5T a 3T. Měření je prováděno s kontrastní látkou, která je vstříknuta pomocí perfúze do krevního řečiště. Hlavním cílem této práce je sladit zdrojový obraz s referenčním obrazem. Zdrojový obraz je deformovaný zdvihovým polem. Pro optimalizaci je použit gradient klesání. V každé iteraci gradientu křížové korelace se počítá s vysokým rozměrem prostoru. Výsledné posunutí pole se násobí geometrickou řadou s klesajícím faktorem. [2]

Výsledky metody pomocí vlnkové transformace jsou porovnávány s ruční segmentací. U zdravých pacientů proběhla segmentace velmi dobře. Je detekována kůra, dřev i pánev. Pouze u jednoho pacienta s nižší cystou v kaudální části jedné ledviny byla identifikace obtížnější. Z toho vyplývá, že vlnkovou transformaci lze dobře použít pro segmentaci ledvin u zdravých pacientů. Výhodou je také rychlý výpočet jak vlnkové transformace, tak i prahování. [2]

## 3.3 Deformovatelné modely

**Ayman El-Baz** a kolektiv řeší ve svém vědeckém článku [10] strukturu segmentace založenou na deformovatelných modelech. Tento problém řeší využitím energetické funkce, která je formulována pomocí hustoty odhadu dvou rozdělení. Jedná se o popis vzdálenosti map od tvaru modelů a od rozložení úrovně šedi. Hlavní nevýhodou deformovatelných modelů je jejich složitý výpočet.

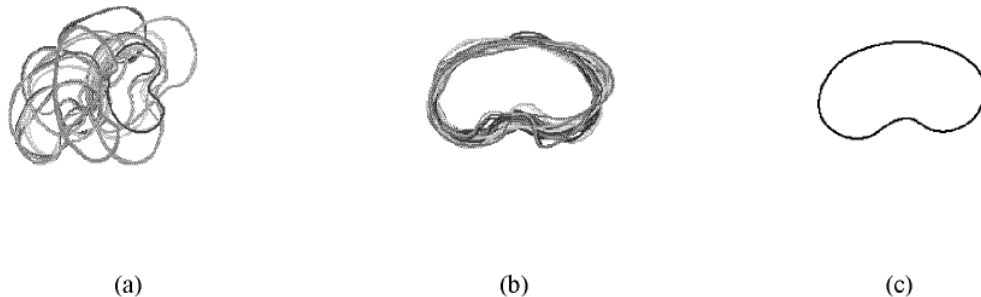
Postupný algoritmus deformovatelných modelů:

- a) Registrace snímků do průměrného obrazu, který je získán zprůměrováním registrovaných obrázků z databáze. Tento krok algoritmu je neměnný pro měřítko, rotaci i překlad.

- b) Použití EM (expectation maximization) algoritmu pro odhad hustoty vzdálenostních map uvnitř i vně objektu zájmu, který je porovnán od průměrného vypočítaného tvaru.
- c) Výpočet normalizovaného histogramu.
- d) Odhad hustoty každé třídy pomocí upraveného algoritmu EM. [24]
- e) Inicializace kontrolních bodů pro deformovatelný model. Výpočet vzdálenosti vnitřní nebo vnější pozice každé z nejbližších sousedních osmi kontur.
- f) Odhad regionového popisu pomocí Bayesianova klasifikátoru. [25]
- g) Jestliže jsou přidávány nové kontrolní body, je použita kubická interpolační křivka celé plochy a následně filtr dolní propusti, který vyhladí všechny kontrolní body.
- h) Opakují se body e, f a g dokud nedojde k poziční změně kontrolovaných bodů.

Problémem při této segmentaci jsou zašuměné snímky a kontrast. V určitých částech prokrvení dochází k velmi nízkým hodnotám kontrastu, proto je nutné použití tvarových modelů. [10]

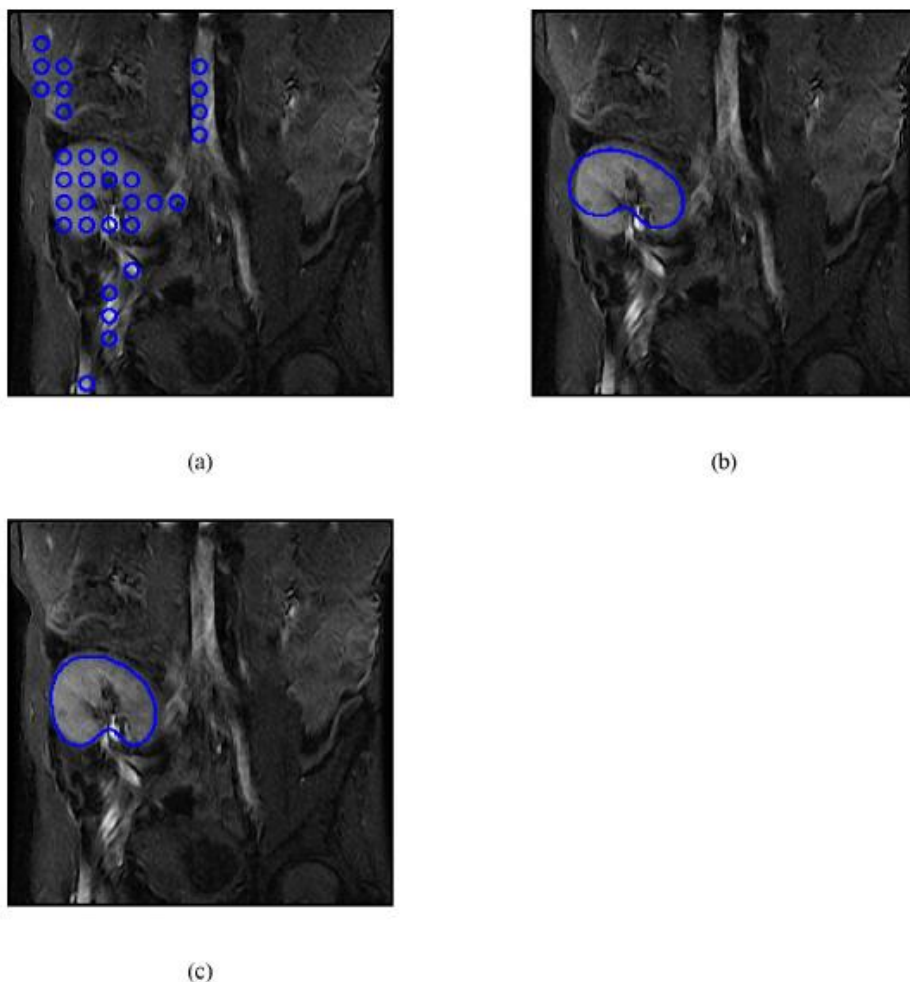
**Hossam Abd El Munim** a kol. vytvořili segmentační metodu, která je podobná Houghově transformaci. [12] Ručně jsou vytvořeny hranové masky z různých snímků ledvin viz. obr. 3.1.a. Tyto masky jsou přes sebe překryty a srovnány podle podobnostního kritéria viz. obr. 3.1.b. Následně je vypočítána hranová maska, která se bude používat pro segmentaci viz. obr. 3.1.c. [12]



Obr. 3.1: Kontury ledvin u 39 pacientů (a), zarovnané výsledky (b), průměrný tvar masky (c), (převzato z [12])

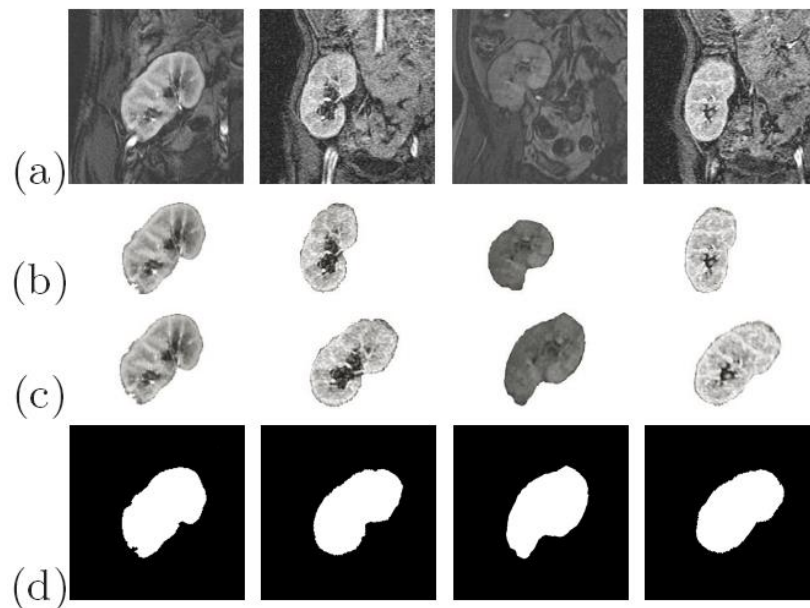
Druhá metoda, která je navržena Hossamem Abd, využívá algoritmus SEM (Stochastic Expectation Maximization). Jedná se o metodu, která používá tzv. semínko, kde se automaticky volí počáteční bod viz obr. 3.2.a. K automatické inicializaci semínka je použita oblast parametrů odhadnutá pomocí SEM. Okrajová semínka jsou nalezena na základě Bayesianova rozhodovacího pravidla. Kontury se rozvinou a dosáhnou stabilního stavu k označení oblasti objektu. Hlavním problémem

je segmentace nejen ledvin, ale i okolních anatomických částí s podobnou intenzitou jako mají ledviny. Tento problém motivuje k začlenění tvarového modelu pro odhad vah a globálních transformačních parametrů. Výsledky jsou uspokojivé, dokud je možno řídit měřítko, rotaci a posuny v procesu. Homogenní měřítko nedovolují správně deformovat skutečnou hranici ledvin, dokud tento problém není vyřešen z předchozího postupu. Výhodou je použití rozdílných měřítek. [12]



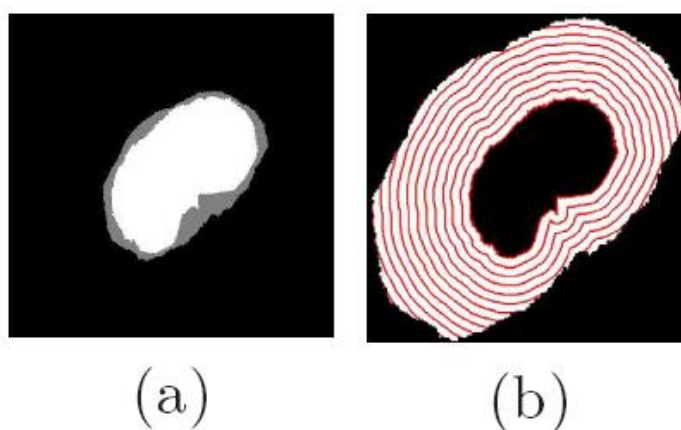
Obr. 3.2: Automatická inicializace semínka (a), vytvořená maska pomocí homogenní transformace (b), zarovnání masky podle tvaru ledviny (c), (převzato z [12])

**Asem M. Ali** se zabývá podobnou metodou jako Hossam A. E. Munim, kde se snaží opět o vytvoření masky pro segmentaci. [14] K dispozici jsou snímky ledvin i s anatomickým okolím. Ledvina je zvýrazněna perfúzí, proto má větší kontrast. Nejprve je odborníkem (rentgenologem) provedena ruční segmentace. Poté jsou snímky zarovnány pomocí 2D rigidní registrace (rigid registration). Rigidní transformace provádí posun a rotaci. Je zachována planarita a rovnoběžnost. Zarovnané snímky se převedou na binární obraz. Postup je zobrazen na následujícím obrázku.



Obr. 3.3: Originál snímek (a), ruční segment (b), zarovnané snímky (c), binární obraz (d), (převzato z [14])

Poslední částí prvního kroku je vytvoření masky ledviny. Na obr. 3.4.a je zobrazena vyznačená část, která vznikne seskládáním všech zarovnaných snímků na sebe. Bílá barva reprezentuje ledvinu, černá barva představuje pozadí a šedá barva představuje oblastní variabilitu. K modelování tvaru variance a variability regionu je použit pravděpodobnostní vzdálenostní model, který popisuje objekt a pozadí ve variabilitě regionu v závislosti na normální vzdálenosti. Obr. 3.4.b zobrazuje ISO – kontury. K objasnění ISO – kontury je rozšířená variabilita oblasti bez měřítka. Pro odhad mezní hustoty ledvin se předpokládá, že každá ISO – kontura je rozšíření vlny z CKV (kontura variability ledviny). [14]



Obr. 3.4: Maska vytvořena z několika ledvin (a), ISO kontury (b), (převzato z [14])

Dále se provádí odhad vzdálenosti ledvin pomocí histogramu. Pro segment ledviny je vytvořen graf a definují se váhy každé hrany. Následně se dostane optimální

segmentační okraj mezi ledvinami a jejich pozadím. Výsledky ukázaly, že tvar omezení překonal úroveň šedi v nehomogenní oblasti a přesně vedl řez grafu. Průměrná chyba je 5,7 % a směrodatná odchylka je 0,9 %. U grafu, kde nebyl omezen tvar, došlo k větší chybě. Průměrná chyba je 49,8 % a směrodatná odchylka je 24,3 %. [14]

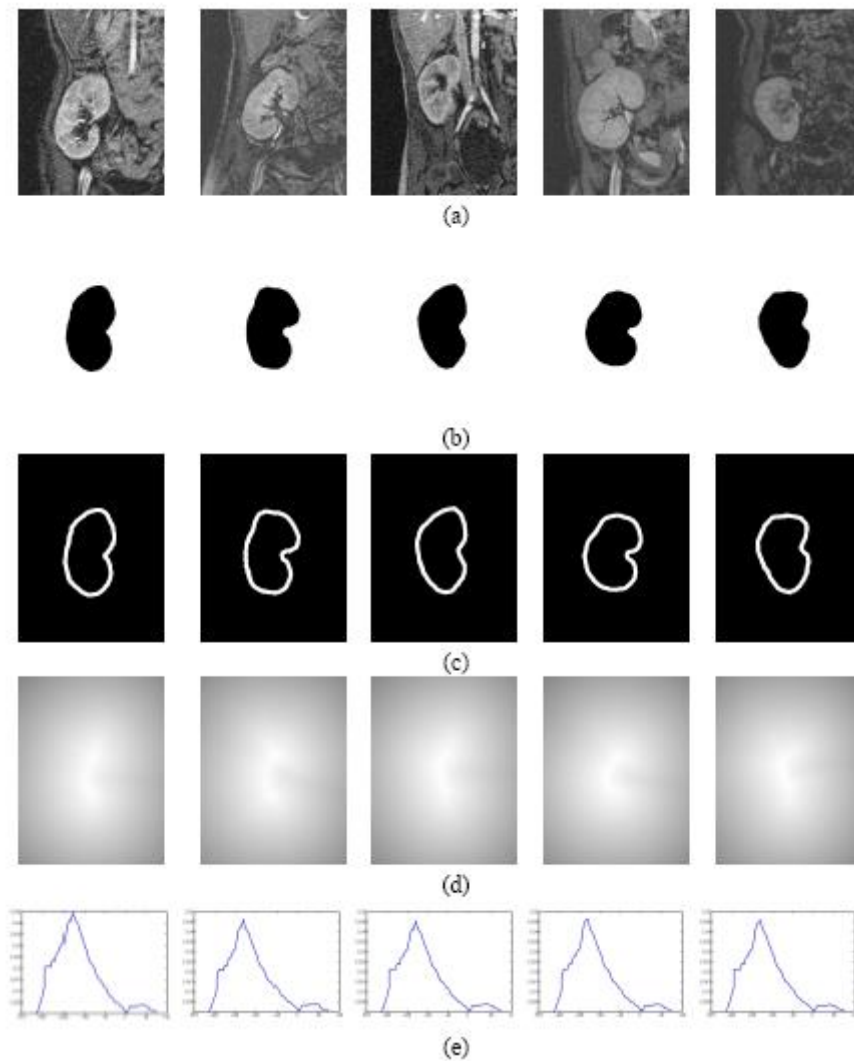
Další metodou se zabývají vědci **Sehina E. Yuksel** a kolektiv z americké univerzity na Floridě [23]. Řeší problém s odmítnutými transplantáty lidským tělem.

Většina metod používá zdravé transplantáty, proto pro segmentaci stačí hranová detekce. Nicméně v případě, kdy dojde k akutnímu odmítnutí ledviny tělem pacienta, tato metoda selhává. Dochází k snížení kontrastní látky a výsledkem segmentace jsou nespojitě obrysy. Z tohoto důvodu byla nalezena kombinace používající úroveň šedi (gray - level) a přednostní tvarovou informaci (prior shape information) k získání lepších výsledků. [23]

Při segmentační metodě je uživatel dotázán programem pro ruční výběr obrazu. Tím pádem je tato metoda poloautomatická, protože vyžaduje zásah uživatele. [23]

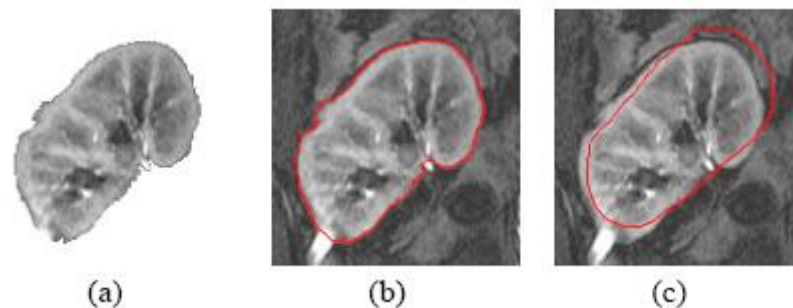
Na prvních snímcích je rozeznatelná kůra a dřev a v pozdějších snímcích se kontrastní látka rozloží po celé ledvině, což zjednodušuje segmentační proces. Je použito dvoufázového procesu pro segmentaci, v kterém je nejprve segmentována ledvina od okolí a následně struktura ledviny. Při segmentování ledviny z ostatní struktury není dobře rozeznatelné rozložení odstínu šedi od ostatních orgánů. Proto je navržen deformovatelný model, který bere v úvahu jak rozložení odstínu šedi v pozdějším snímku, tak tvarový model ledviny, který závisí na značce distanční mapy. Rozložení úrovně šedi je odhadováno za použití modifikovaného EM (Expectation Maximization) algoritmu, který používá lineární kombinaci Gaussianu s kladnými a zápornými složkami. [23]

K získání databáze tvarů ledvin je použito 30 ledvin, které jsou manuálně segmentovány a následně upraveny pomocí afinní transformace. Touto úpravou je získán model ledviny. Jedná se o průměrný tvar. Dalším krokem je použití hranové reprezentace modelu, který odpovídá měřené ledvině. Pro každý hranový snímek je vypočítána distanční mapa. Výpočet se provádí pomocí euklidovské vzdálenosti mezi bodem obrazu a nejbližším bodem na okraji. Hodnota vzdálenosti se zapíše místo počátečního bodu. Poté se vypočítají histogramy distančních map pro celou databázi a odhadne se jejich hustota pomocí EM algoritmu. Provede se sečtení všech hustot a získá se průměrná funkce hustoty. Hodnoty distančních map se také zprůměrují podle toho, zda je pixel kladný nebo záporný. Takto se rozliší ledvina a okolí. Tímto krokem získáme tzv. průměrnou ledvinu. Model neodpovídá žádné anatomické ledvině. Ve výsledku je průměrný tvar ledviny a průměr distanční hustoty. Pomocí těchto dvou parametrů se vytvoří deformační model. Pokud máme nový snímek, tak se nejprve udělá registrace, aby se snímek blížil průměrnému modelu, a potom je ve výpočtech použita průměrná distanční hustota pomocí energie deformovatelných kontur. [23]



Obr. 3.5: Snímky různých ledvin (a), affinní registrace (b), hranice zarovnaných ledvin (c), distanční mapy (d), histogramy (e), (převzato z [23])

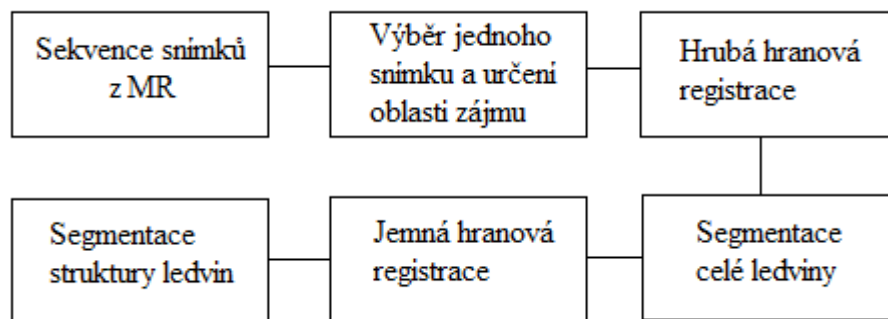
Výsledky použité metody jsou zobrazeny na následujícím obrázku. Porovnání ruční a navržené segmentace je možno provést vizuálně.



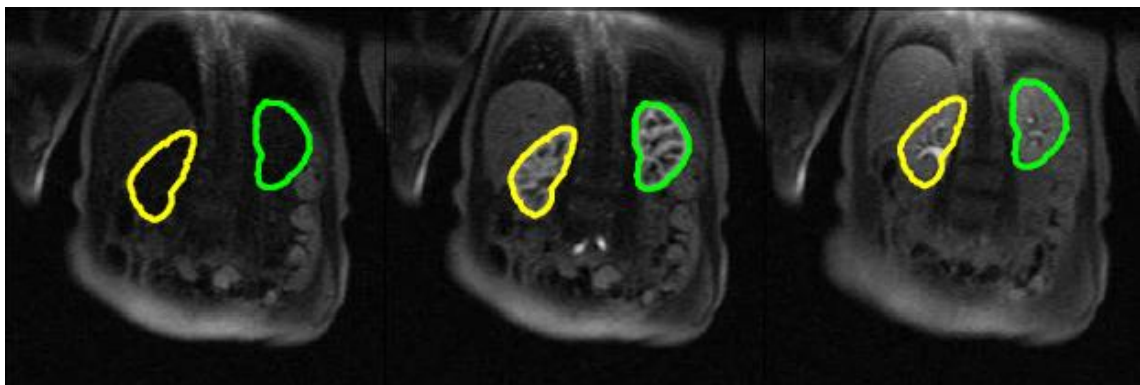
Obr. 3.6: Ruční segment (a), segment navrženou metodou (b), segment dříve navrženým systémem (c), (převzato z [23])

### 3.4 Hranově založené metody

**Ying Sun** se zabývá integrovanou metodou segmentace ledvin z MRI. První částí procesu je výběr jednoho snímku a určení oblastí zájmu pro segmentaci. Následně se provádí hrubá hranová reprezentace, kde je použita rigidní transformace, která využívá intenzitu a lokální gradient. V úvahu se bere pouze posun. Tímto vznikne obrys ledviny. Po výběru obrysu je prováděna jemná registrace. Z předchozího obrázku po hrubé segmentaci jsou vybrány okrajové pixely a přiřadí se k nejbližším pixelům ohraničující okraj ledviny. Jedná se o výběr ledvinové kůry. Segmentuje se ledvinová kůra, protože se nachází na okraji ledviny. Na následujícím obrázku je zobrazeno blokové schéma navržené metody. Segmentace ukázala dobré výsledky a v dalších studiích se bude Ying Sun zabývat použitím rotace a změny měřítka při registraci. [13]



Obr. 3.7: Blokové schéma integrované segmentace, (převzato z [13])



Obr. 3.8: Výsledky integrované metody segmentace, (převzato z [13])

### 3.5 Metoda založená na modelech

**Eyram Schwinger** a kol. napsali vědecký článek [15], ve kterém řeší segmentace ledvin z MRI pomocí čtyř matematických modelů. Jedná se o modely patlak (the patlak model), model prostoru kůry (the cortical compartment model), dekonvoluční metoda (deconvolution method) a model odděleného prostoru/sourbron model (the separable compartment and sourbron model). [15]

Pro proces modelování jsou využity dva parametry. První je oblast zájmu křivky, která představuje průměrný útlum v čase. Druhý parametr poskytuje z MRI snímků vstupní tepennou funkci. Tato funkce popisuje množství radioindikátoru v čase. Ve výsledku jsou tedy dvě křivky. Jedna popisuje intenzitu a druhá popisuje množství v čase. [15]

Výhodou je možnost získání více parametrů ledvin z jednoho testu. Metodu nelze použít jako jedinou pro odhad parametrů, ale je možno jí využít jako doplňující ve spolupráci s používanou metodou vyšetření moči GFR. Jeden z hlavních faktorů, který omezuje navrženou metodu, jsou opět finanční náklady modelů. Pro provedení numerických experimentů má model patlak nejrychlejší proces v časovém průběhu. Výsledek je patrný z toho, že do zahrnutých operací je použita integrace a maticové násobení. Pokud máme požadavek na krátký čas, je tento model vhodný. Ostatní metody používají řady nelineárních čtverců. Model sourbron a model kúrového prostoru používají konvoluční operace, což je algoritmicky složité. U analýzy ledvinových parametrů pomocí voxelwise je možné analyzovat charakteristiku ledvin zejména po transplantaci, jelikož zobrazují části ledvinové kúry, kde není správná perfúze. Je také možno zobrazit jakýkoliv růst nebo nádor v ledvině, který se díky perfúzi bude lišit od ostatních tkání. [15]

Nejlepší hodnoty parametrů má model patlak. Model prostoru kúry a sourbron model mají téměř shodné výsledky. [15]

### 3.6 Ostatní metody

**S. J. Gandy** a kolektiv [11] zkoumají vztah ledvinového objemu a měřené délky tzv. pole-to-pole (morfologické indexy) a glomerulární filtrace (funkční indexy) u pacientů s různým stupněm renální arteriální stenózy (RAS). Cílem této studie je změření středního a celkového objemu ledvin. Měření je prováděno u 50 pacientů. Hodnocena je ledvinová délka, objem a stenóza renální artérie. Objemy jsou počítány z voxelů pomocí post – processingu. Snímky jsou analyzovány řez od řezu (slice – by – slice) a výpočet se provádí vynásobením součtů střední oblasti každého řezu pomocí tzv. Simpsonova pravidla. Jednotlivé objemy ledvin jsou počítány z druhého konečného kontrastu (post – contrast) (počáteční žilní fáze). Segmentace ledvinové kúry je provedena na pracovní stanici Siemens Virtuos, která používá metodu počtu pixelů zahrnující regiony hyperintenzivního středního signálu řez od řezu. Definuje se vhodná intenzita signálu pro prahování a okno.

Výsledky měření:

- a) střední délka ledvin 10,3 (+0,2)cm
- b) střední objem ledvin 74,9 (+3,6)cm<sup>3</sup>
- c) celkový objem ledvin 128,5 (+5,3)cm<sup>3</sup>
- d) ledviny zásobeny středně zúženými tepnami mají větší délku i objem
- e) ledviny zásobeny silně zúženými tepnami mají menší délku i objem
- f) u pacientů s RAS je velký rozdíl objemu levé a pravé ledviny [11]

**Ying Sun** a kol. se zabývají segmentací, kde je výpočetní algoritmus založený na energii. Tato energie využívá korelaci mezi jednotlivými pixely v rámci jednoho snímku a dočasnou korelaci mezi jednotlivými pixely v sekvenčních snímcích. V článku je představena energetická funkce, která udává celkovou energii na základě stavu celého systému. Jedná se o odhad rozdílu energie v dynamice. Ve výsledku zjistili, že ledvinová kůra je nejvíce homogenní oblast. Výsledky segmentace byly úspěšné a tato metoda je dále rozvíjena a testována na dalších snímcích. Řešená metoda je vhodným adeptem pro správnou segmentační metodu. [21]

## 4 POUŽITÁ DATA

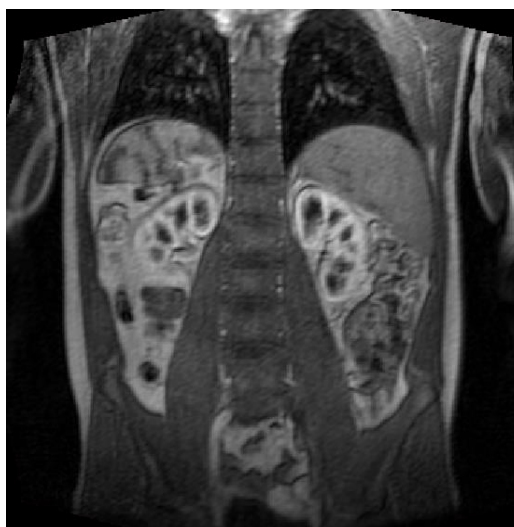
Tato kapitola je věnována stručnému popisu snímků ledvin snímaných magnetickou rezonancí. Segmentovat se budou tři série snímků, které jsou získány z norské univerzity. Jedná se o soubory snímků pojmenované FF10, P4 a U15.

Snímky jsou získány z magnetické rezonance, při které je do pacienta nitrožilně vstříknuta gadoliniová kontrastní látka. Parametry při snímání jsou popsány v následující tabulce.

Tabulka 1: Parametry snímání MR

parametr	FF10	P4	U15
Velikost pixelu [mm]	1,106 x 1,106	1,56 x 1,56	1,48 x 1,48
Tloušťka řezu [mm]	3	4	3
Repetiční doba [ms]	3,3	3,3	3,3
Echo time [ms]	1,79	1,76	1,79
Úhel natočení [°]	9	9	9
Matice hodnot	384 x 384	256 x 256	256 x 256
Parallel factor	2	2	2
Časové rozlišení [s]	2,5	2,5	2,5

Na následujících obrázcích jsou vidět jednotlivé snímky z magnetické rezonance. Ze všech třech snímků je patrné, že každá ledvina má jiný tvar a různé umístění po obou stranách bederní páteře.



Obr. 4.1: Snímek ledviny a okolních orgánů ze souboru FF10

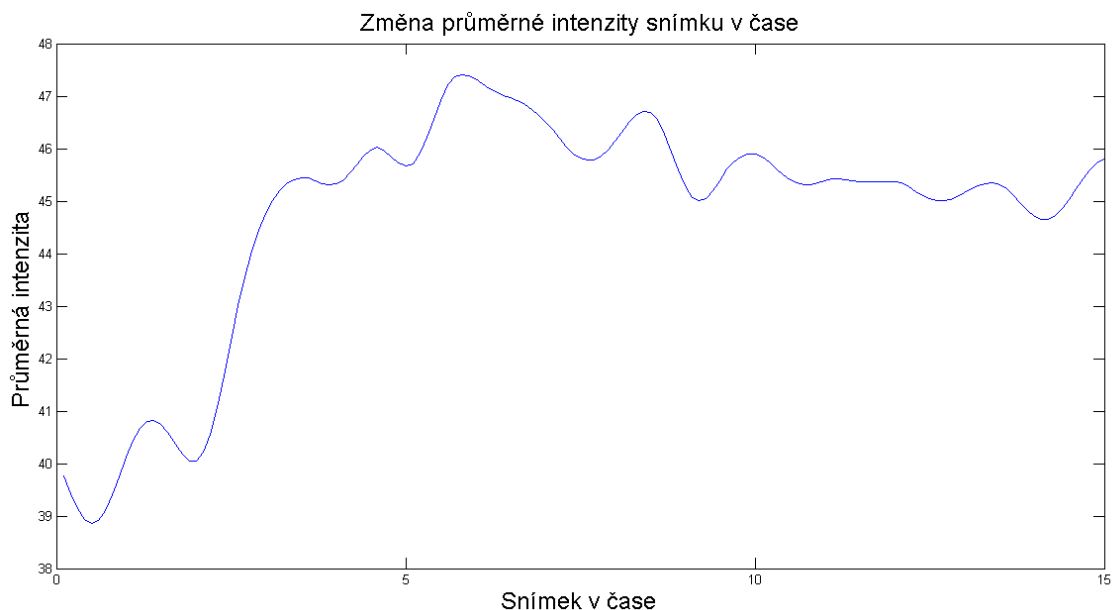


Obr. 4.2: Snímek ledviny a okolních orgánů ze souboru P4

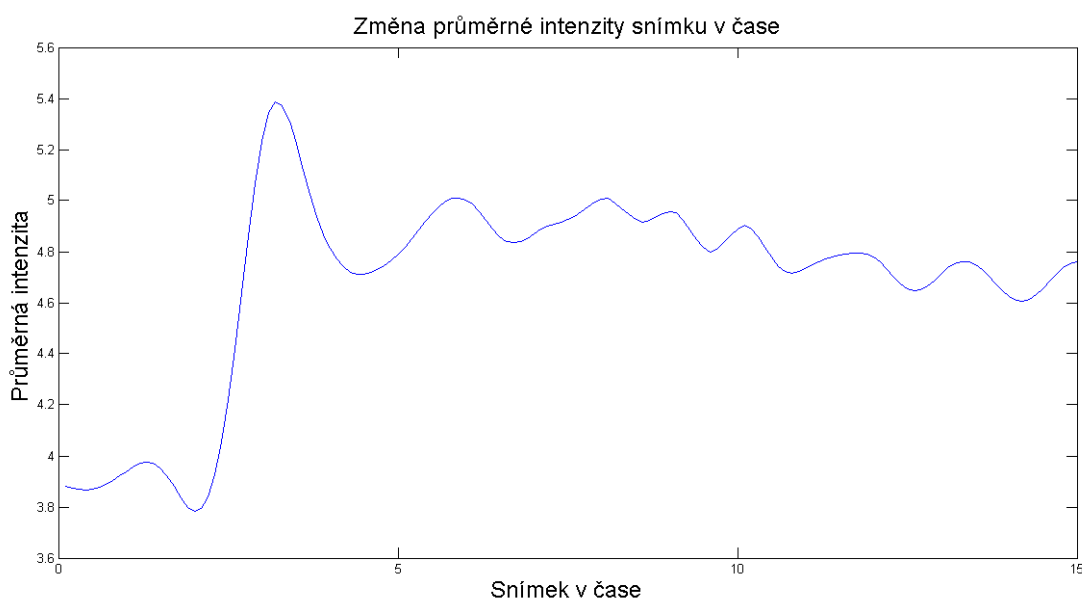


Obr. 4.3: Snímek ledviny a okolních orgánů ze souboru U15

Jeden z často používaných parametrů při segmentaci je změna intenzity snímku v čase. Na následujících dvou obrázcích je tato změna zobrazena. První obrázek popisuje intenzitu celého snímku. Nejedná se tedy pouze o ledviny, ale i okolní orgány, na které také působí vstříkovaná látka pomocí perfúze. Druhý snímek zobrazuje změnu intenzity z ručně vyříznuté ledviny. Zde okolní orgány nemají vliv na celkovou intenzitu.



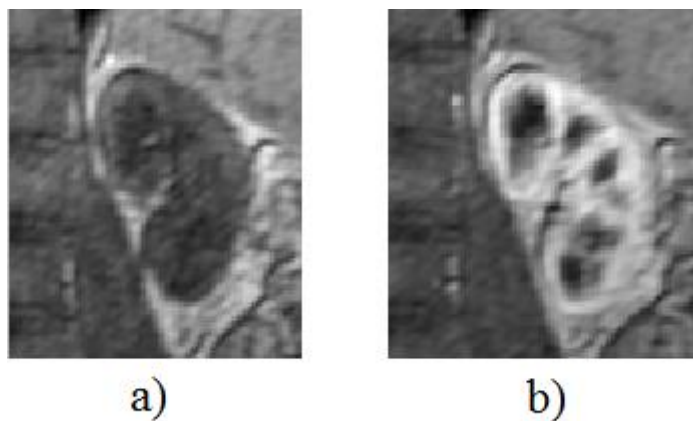
Obr. 4.4: Změna průměrné intenzity celého snímku v čase



Obr. 4.5: Změna průměrné intenzity v čase pro výřez ledviny

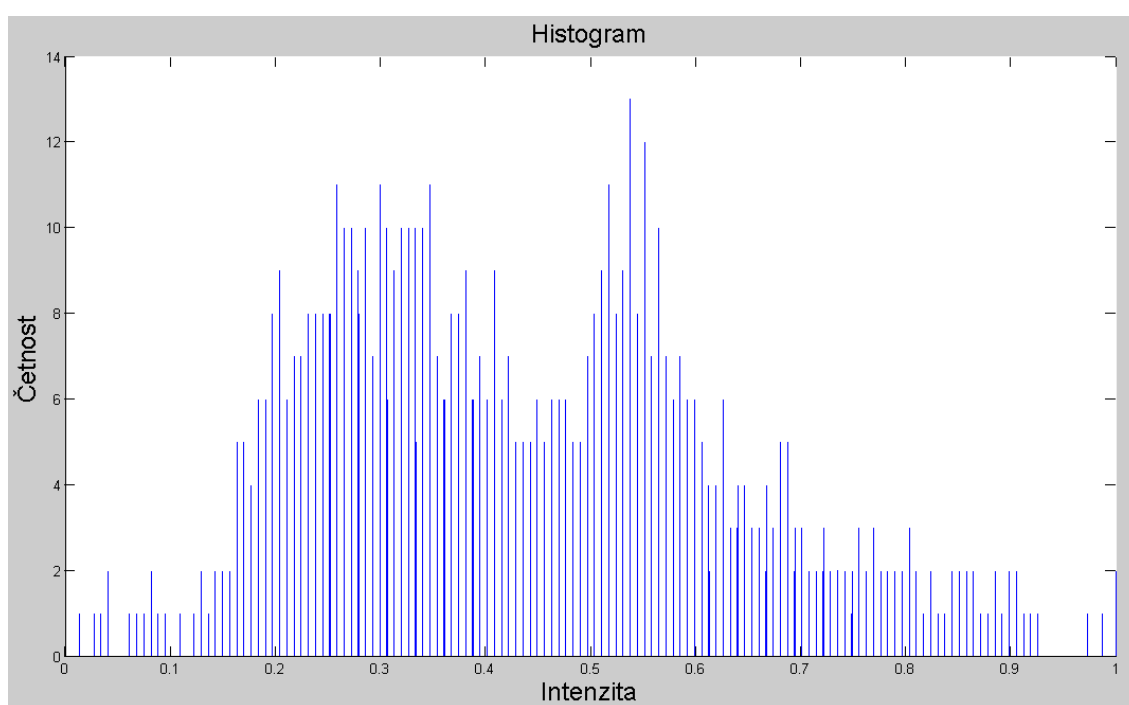
Hodnoty intenzity pro výřez ledviny mají strmější a lineárnější vzrůst. Tím pádem by se s těmito hodnotami pracovalo lépe. Změny intenzity jsou zapotřebí například při použití adaptivního prahování. Pomocí celkové intenzity je možno lépe rozdělit snímky, které jsou zvláště použity pro segmentaci ledvinové kůry, dřene a pánvičky.

Na obr. 4.6 je zobrazena ledvina bez kontrastní látky a ledvina se vstříknutou kontrastní látkou.

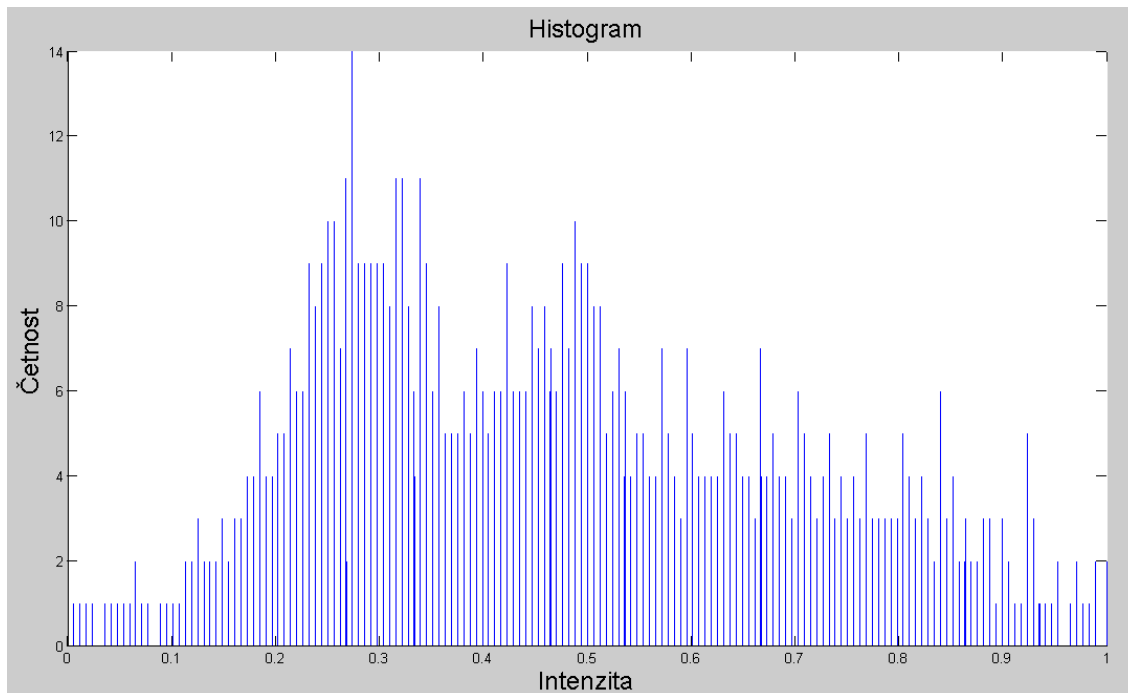


Obr. 4.6: Ledvina bez kontrastní látky (a), ledvina s kontrastní látkou (b).

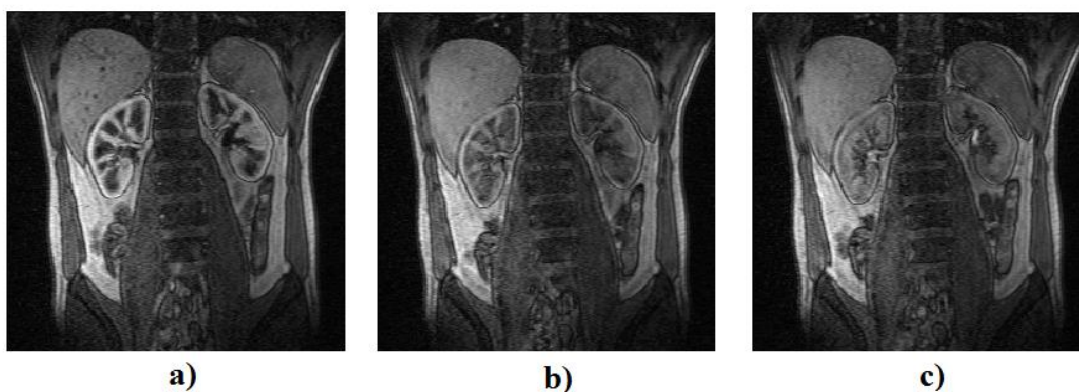
Na dalších snímcích jsou zobrazeny dva histogramy této ledviny. První snímek je pro ledvinu bez kontrastní látky a druhý snímek zobrazuje histogram ledviny s kontrastní látkou. Je patrné, že ledvina s kontrastní látkou má vyšší hodnoty intenzity.



Obr. 4.7: Histogram výřezu ledviny bez kontrastní látky



Obr. 4.8: Histogram výřezu ledviny s kontrastní látkou



Obr. 4.9: Vývoj obrazu v čase, perfúze v ledvinové kůře (a), v ledvinové dřeni (b), v ledvinové pánvi (c).

Z obrázku je dobře vidět zvýrazněnou ledvinovou kůru kontrastní látkou. Vedlejší snímek ukazuje přesun kontrastní látky do ledvinové dřene, zde již však není tolik patrná jako v ledvinové kůře. Poslední snímek zobrazuje zvýraznění ledvinové pánve. Z těchto snímků plyne, že by se kůra a dřeň měly segmentovat z prvního snímku, kde je dobře zvýrazněná kůra a ohraničení dřene. Ledvinová pánev by se měla segmentovat z posledního snímku, kde dojde k zvýšení jejího kontrastu.

## 5 NAVRŽENÁ METODA

Hlavním cílem je navrhnout metodu, která segmentuje ledviny. Řešená metoda vychází z dříve nastudovaných metod a z detailního prostudování lékařských snímků MRI. Navržený princip se bude testovat na třech sériích snímků. Snímky jsou získané od University of Bergen, department of Biomedicine, Norway. Jedná se o 4D snímky, které jsou vytvořeny snímáním magnetickou rezonancí u třech pacientů.

### 5.1 Aktivní kontura

Po nastudování segmentačních metod, které byly již testovány, jsem dospěl k závěru, že nejvhodnější metodou segmentace ledvin jsou aktivní kontury. Metoda bude poloautomatická, jelikož se určují počáteční body aktivní kontury. Aktivní konturou vysegmentujeme okraje ledviny v 2D snímcích (řez ledviny). Po získání výsledné aktivní kontury jednoho snímku se použije tato kontura jako počáteční pro segmentaci dalšího snímku. Takto se postupně vysegmentuje celý objem ledviny.

Výsledky ohraničení 3D ledviny v jednom čase se mohou použít pro ohraničení ledviny v následujícím čase s kontrastní látkou. Následně by se mohla provést segmentace jednotlivých částí ledviny, jako je ledvinová kůra, dřev a pánvička. Tato diplomová práce se segmentací jednotlivých částí ledviny nezabývá.

### 5.2 Hodnocení

Ve většině nastudovaných metod segmentace se hodnotí výsledky navrženého systému s hodnotami tzv. „Zlatého standardu“. Ruční segmentaci provádí odborník, časově je tento způsob náročný, ale dosahuje nejlepších výsledků. Čím více odborníků provede ruční segmentaci jedné ledviny, tím je přesnější model pro porovnání s navrženými metodami. Nejčastější parametr, který se hodnotí, je objem ledviny. Dalším parametrem hodnocení je shoda okraje ledviny. Zde se porovnává hranice segmentované oblasti. Mezi další parametry patří doba segmentace, což může mít velký význam z ekonomického hlediska. Navržený program provede segmentaci do několika vteřin, zatímco lékař může segmentaci provádět několik hodin jak již bylo řečeno

Pro hodnocení výsledků této diplomové práce jsou vytvořeny ruční segmenty. Pro manuální segmentaci je vytvořen jednoduchý program v programovacím prostředí MatLab. Výsledky segmentací se budou moci porovnávat jak vizuálně, tak i kvantitativně. Pro kvantitativní hodnocení bude použit vzorec z vědeckého článku [22]. Jedná se o výpočet chyby v objemu ledvin získaném metodou Snake a ručními segmentacemi a o výpočet chyby mezi ručními segmentacemi jedné ledviny.

$$V_{chyba1} = \frac{(|V_{seg} - V_{ruč1}| + |V_{seg} - V_{ruč2}|)}{2} \quad (1)$$

$$V_{chyba2} = |V_{ruč1} - V_{ruč2}| \quad (2)$$

$V_{chyba1}$  ... celková chyba objemu manuálního a automatického segmentu

$V_{chyba2}$  ... celková chyba objemu ručního segmentu

$V_{seg}$  ..... objem automatického segmentu

$V_{ruč1}$  ..... objem manuálního segmentu 1

$V_{ruč2}$  ..... objem manuálního segmentu 2

## 6 AKTIVNÍ KONTURY – SNAKES

Aktivní kontury patří do skupiny deformovatelných modelů. Jedná se o pružnou křivku nebo povrch, který se svým tvarem dynamicky přizpůsobuje hraně nebo objektu. Modelem aktivní kontury je řízená uzavřená křivka, která se deformuje vlivem tzv. vnitřních a vnějších sil. Vnitřní síly kontrolují hladkost průběhu. Jedná se o pružnost a zakřivení křivky. Vnější síly směřují tvarování kontury směrem ke hraně objektu. Princip aktivní kontury spočívá v minimalizaci energetické funkce  $E_{snake}^*$ . [6]

### 6.1 Energetické funkce

Jak bylo již řečeno, původní myšlenka je založena na minimalizaci energetického funkcionálu  $E_{snake}^*$ . Tímto funkcionálem je popsána věrohodnost výskytu konkrétní kontury v obraze. Aktivní kontura je reprezentována parametrickou křivkou. [5]

$$\vec{v}(s) = [x(s), y(s)] \quad (3)$$

Následující rovnice popisují výpočet celkové energie a jejich minimalizaci.

$$\begin{aligned} E_{snake}^* &= \int_0^1 E_{snake}(\vec{v}(s)) ds \\ &= \int_0^1 E_{int}(\vec{v}(s)) + E_{ext}(\vec{v}(s)) ds \\ &= \int_0^1 E_{int}(\vec{v}(s)) + E_{image}(\vec{v}(s)) + E_{con}(\vec{v}(s)) ds \end{aligned} \quad (4)$$

$E_{int}$  ... vnitřní energie, která zajišťuje hladkost křivky ve smyslu nízkých hodnot prvních a druhých derivací.

$E_{ext}$ ... externí energie, která je vypočítána z obrazové a vnější omezující energie. [28]

#### 6.1.1 Interní energie

Tato energie zajišťuje pružnost a ohyb aktivní kontury. Pro nastavení vnitřní energie jsou zadávány koeficienty  $\alpha(s)$  a  $\beta(s)$ . Koeficienty představují váhy definující závislost vývoje kontury. Jedná se o tvar aktivní kontury v ostrých rozích. [28]

$$E_{int} = \alpha(s) \frac{d\vec{v}(s)}{ds} + \beta(s) \frac{d^2\vec{v}(s)}{ds^2} = E_{elastic} + E_{bend} \quad (5)$$

Kde  $\alpha(s)$  je konstanta určující pružnost kontury a  $\beta(s)$  je konstanta, která určuje zakřivení (ohyb).

První derivace zajišťuje, zda funkce bude rostoucí nebo klesající. Druhá derivace určuje konvexnost nebo konkávnost funkce. Jde o zakřivení funkce nahoru nebo dolů. [5]

$$E_{elastic} = \int_s \alpha(\vec{v}(s) - \vec{v}(s-1))^2 ds \quad (6)$$

$$E_{bend} = \int_s (\beta(\vec{v}(s-1) - \vec{v}(s) + \vec{v}(s+1)))^2 ds \quad (7)$$

### 6.1.2 Externí energie

Externí energie je složena z obrazové energie  $E_{image}$  a energie zahrnující klíčové body  $E_{con}$ , na kterých se má kontura uchytit nebo body, kterým se má kontura vyhnout.

$$E_{ext} = E_{image} + E_{con} \quad (8)$$

Jednotlivé složky obrazové energie kvantifikují matematicky snadno popsatelné detaily obrazu. Nejčastěji se používají energie hranové a koncových bodů. [28]

$$E_{image} = w_{line} E_{line} + w_{edge} E_{edge} + w_{term} E_{term} \quad (9)$$

$E_{line}$  definuje přitažlivost kontury k tmavším nebo světlejším oblastem. Další parametr je  $E_{edge}$ . Jedná se o hranovou energii, která přitahuje konturu k hranám, což jsou místa s vysokou hodnotou velikosti gradientu. Pro výpočet této energie se využívají různé hranové filtry. Parametr  $E_{term}$  představuje energii koncových bodů. Jde o detekci ostrých rohů nebo konce hran. [28]

Obrazová energie může být vyjádřena různými funkcemi. Nejčastěji se používají tyto:

$$E_{image} = I \quad (10)$$

$$E_{image} = -I \quad (11)$$

$$E_{image} = -|\nabla I|^2 \quad (12)$$

$$E_{image} = -|G_\sigma * \nabla I|^2 \quad (13)$$

$$E_{image} = -|G_\sigma * \nabla^2 I|^2 \quad (14)$$

kde  $I$  označuje originální obrázek,  $\nabla I$  je gradient snímku a  $G_\sigma$  je velikost rozostření Gaussianovým filtrem. Znaménko značí přitažlivost k světlé nebo tmavé oblasti. Záporný člen přitahuje konturu k tmavým oblastem. [28]

$$E_{image} = I \quad (15)$$

$$E_{image} = -I \quad (16)$$

Hrany obrazu lze nalézt pomocí energetické funkce, která bude přitahovat Snake k velkým gradientům obrazu. [28]

$$E_{image} = -|\nabla I|^2 \quad (17)$$

Jeden z hlavních problémů je, že při postupné segmentaci Snake narazí na nízkou hladinu energetické funkce. To způsobí přitažlivost kontury k jednomu energetickému minimu. Energetická minima (největší gradient) mohou ležet dále od sebe a kontura by se k nim nemusela dostat. Abychom tomuto zabránili, využívá se tzv. měřítkový prostor. Jedná se o rozmazání obrazu pomocí speciálních filtrů, například Gaussovský filtr. [28] Hranová funkce s takovýmto filtrem má následný tvar:

$$E_{image} = -|G_{\sigma} * \nabla^2 I|^2 \quad (18)$$

Na obrázku 6.1 je zobrazena hranová energie geometrického útvaru hvězdy. Vlevo je snímek bez šumu, vpravo je snímek zašuměn Gaussovským šumem o rozptylu  $\sigma^2 = 1$ . Na Obr. 6.2 je zobrazena energie koncových bodů a rohů. Vlevo je snímek bez šumu, vpravo je zašuměn Gaussovským šumem o rozptylu  $\sigma^2 = 0,6$ . Při porovnání obou energií je patrné, že Gaussovský šum má větší vliv na energii koncových bodů a rohů.



Obr. 6.1: Hranová energie hvězdy, bez šumu (vlevo), s šumem (vpravo)



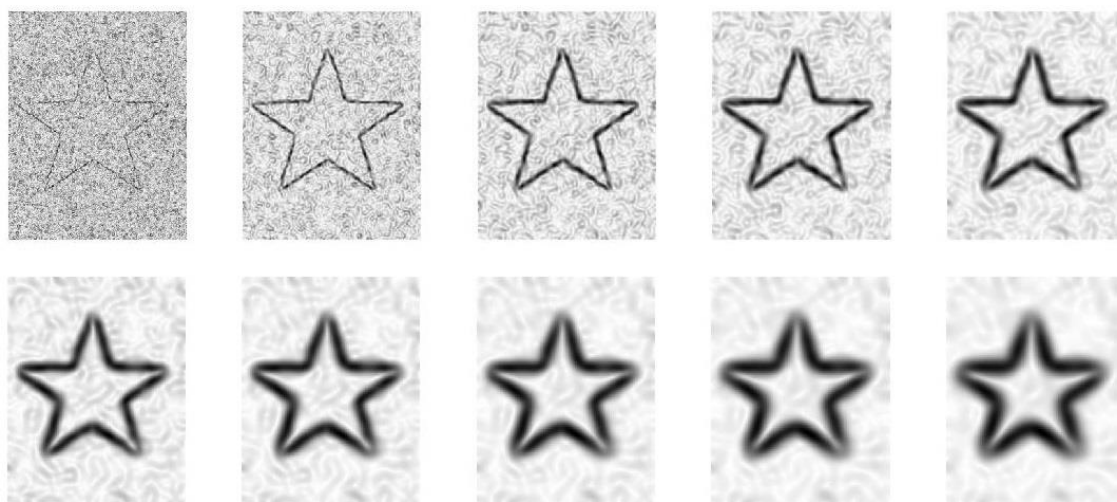
Obr. 6.2: Energie koncových bodů a rohů (vlevo bez šumu, vpravo s šumem)

## 6.2 Základní geometrické útvary

Segmentační metoda Snake je nejdříve vyzkoušena na základních geometrických tvarech, jako je čtverec, kruh, trojúhelník apod. Na obrázku 6.3 je zobrazen vývoj energie při změně hodnot  $\sigma_1$ . Tato hodnota určuje velikost masky pro výpočet hranové energie a je nastavena na hodnotu 1 až 10.



Obr. 6.3: Změna velikosti masky pro výpočet hranové energie



Obr. 6.4: Změna velikosti masky pro výpočet hranové energie (zašuměno)

Na obr. 6.4 je použit Gaussovský šum o rozptylu  $\sigma^2 = 0,6$ . Při použití větší masky ( $\sigma_1$ ) je nižší hranová energie mimo hledaný objekt.

Další série obrázků zobrazuje vývoj scény při změně hodnoty  $\sigma_2$ . Hodnota určuje velikost masky při filtraci hranové energie Gaussovským filtrem v ose  $x$ . Velikost  $\sigma_2$  je nastavena na hodnotu 1 až 10.

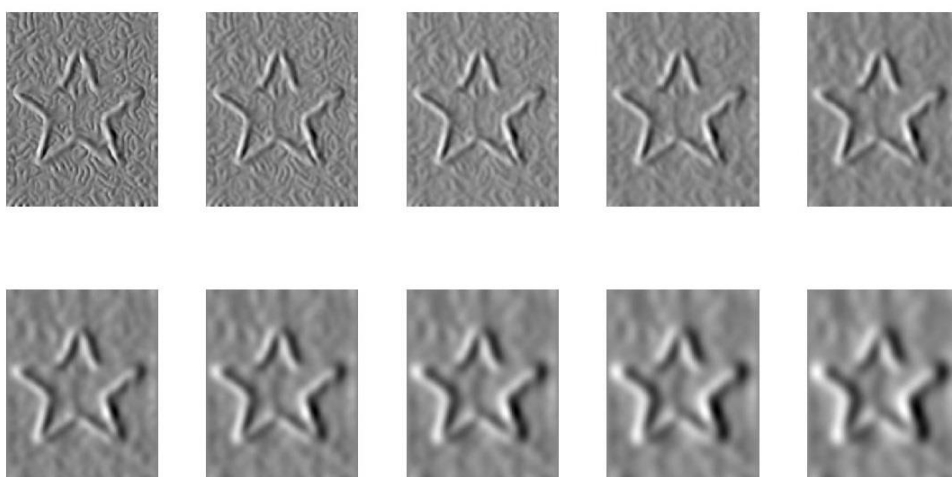


Obr. 6.5: Změna velikosti masky pro filtraci hranové energie v ose x



Obr. 6.6: Změna velikosti masky pro filtraci hranové energie v ose x (zašuměno)

Na obrázku 6.7 je zobrazena opět série snímků při změně hodnoty  $\sigma^2$ , ale pro filtraci v ose y. Snímek je zašuměn Gaussovským šumem o rozptylu  $\sigma^2 = 2$ .



Obr. 6.7: Změna velikosti masky pro filtraci hranové energie v ose y (zašuměno)

Hranová energie je vypočtena podle vzorce:

$$E_{edge} = \sqrt{I_x^2 + I_y^2} \quad (19)$$

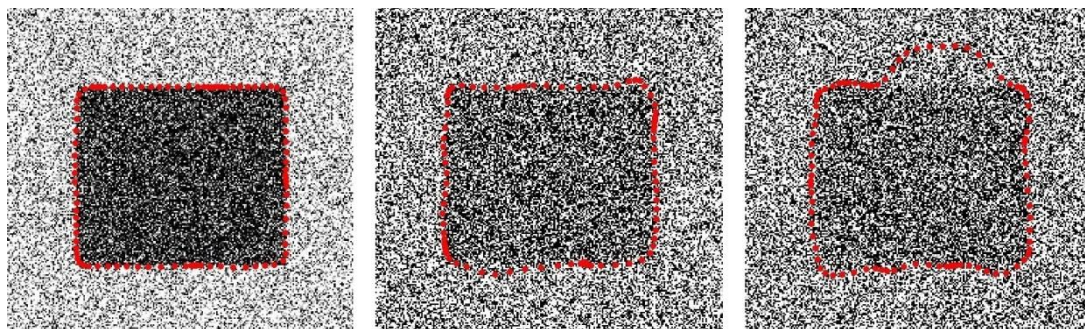
kde  $I_x$  a  $I_y$  jsou snímky vyfiltrovány v ose x a v ose y Gaussovským filtrem.

Na následujících obrázcích jsou zobrazeny výsledky pro segmentaci při využití programu Snake. Nejlepší výsledky jsou dosaženy pro kruh. Je to způsobeno tím, že se zde nenacházejí žádné rohy. Výsledky pro čtverec jsou celkem dobré, až na rohy, kde se kontura nedokáže dostat přímo k rohu. To je způsobeno určitou pružností a ohybem aktivní kontury.



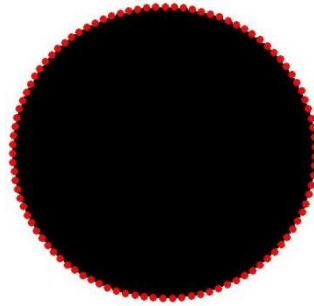
Obr. 6.8: Segment čtverce

Na obr. 6.8 je vidět vysegmentovaný čtverec. Z obrázku je patrné, že body aktivní kontury na přímce jsou lineárně rozloženy a body v rozích jsou zhuštěny. Je to dáno tím, že se v rozích nachází energie koncových bodů a hran. Kontura se snaží co nejblíže přiblížit k rohu, ale jelikož je dána určitá pružnost a ohyb kontury, tak se body nedostanou do pravého úhlu.



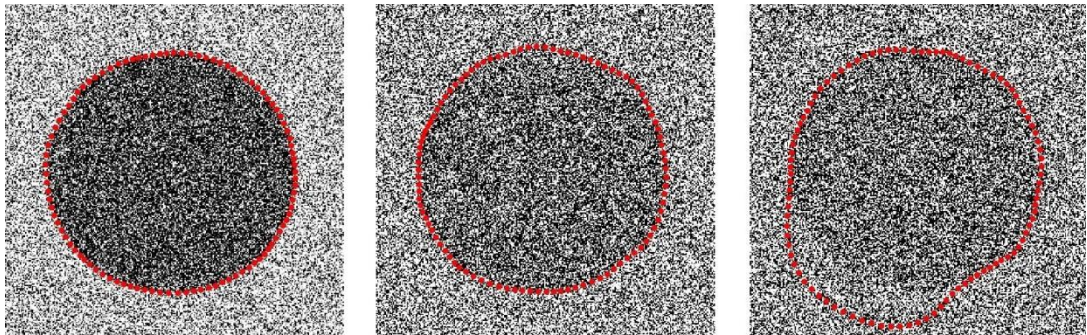
Obr. 6.9: Segment čtverce s Gaussovským šumem s hodnotami rozptylu (vlevo  $\sigma^2 = 0,6$ , uprostřed  $\sigma^2 = 4$ , vpravo  $\sigma^2 = 5$ )

Při vyšších hodnotách rozptylu ( $\sigma^2 > 5$ ) začíná mít segmentace špatné výsledky. Kontura se dostává díky šumu mimo hranice hledaného objektu.



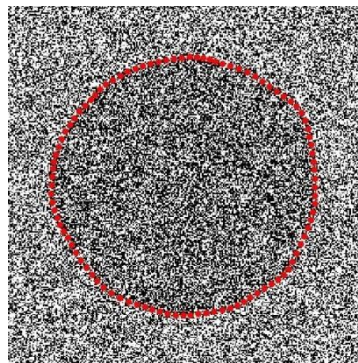
Obr. 6.10: Segment kruhu

Na obr. 6.10 je vysegmentovaný kruh. Body aktivní kontury jsou lineárně rozloženy po celé hraně. K segmentaci je použita pouze hranová energie. Program Snake zde dosahuje nejlepších výsledků.

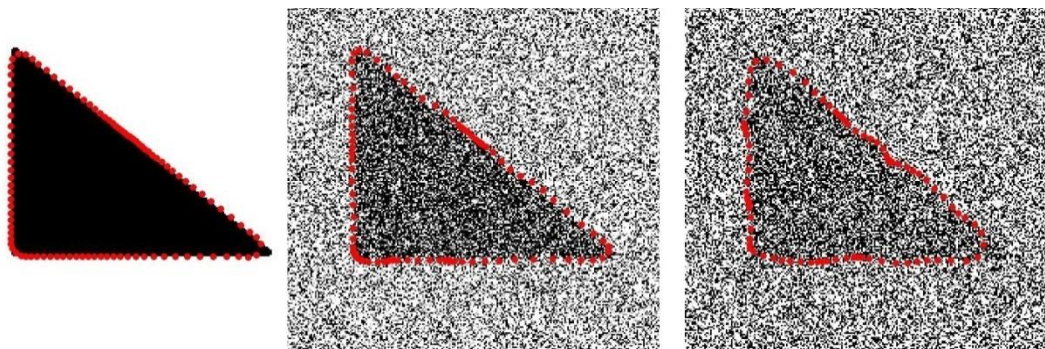


Obr. 6.11: Segment kruhu s Gaussovským šumem s hodnotami rozptylu (vlevo  $\sigma^2 = 1$ , uprostřed  $\sigma^2 = 5$ , vpravo  $\sigma^2 = 10$ )

Při segmentaci kruhu s Gaussovským šumem dosahujeme dobrých hodnot i při velkém rozptylu. Pro hodnotu rozptylu  $\sigma^2 = 10$  bychom dosáhli lepšího výsledku při snížení síly balonu. Tato hodnota se nastavuje proměnou delta. Výchozí hodnota pro kruh byla  $\Delta = 0,3$ . Nyní nastavíme hodnotu na  $\Delta = 0,2$ . Změnu výsledku segmentace vidíme na následujícím snímku.



Obr. 6.12: Segment kruhu ( $\sigma^2 = 10, \Delta = 0,2$ )



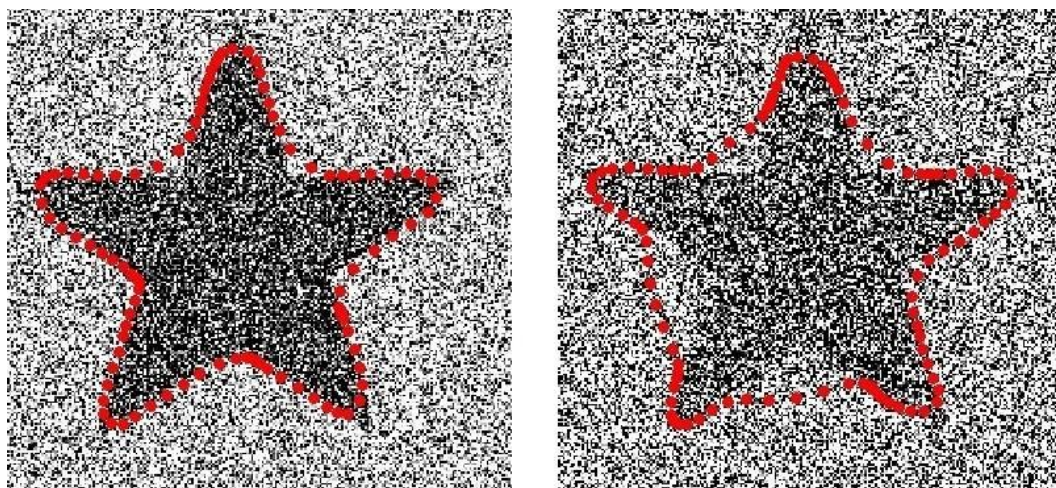
Obr. 6.13: Segment trojúhelníku pro různé hodnoty šumu

Na obr. 6.13 je vysegmentovaný trojúhelník. Pro segmentaci je použita hranová energie a energie koncových bodů a rohů. Výsledky jsou podobné jako pro segmentaci čtverce. První snímek je bez přítomnosti šumu. Druhý snímek je zašuměn Gaussovským šumem s rozptylem  $\sigma^2 = 1$  a třetí snímek s rozptylem  $\sigma^2 = 4$ .



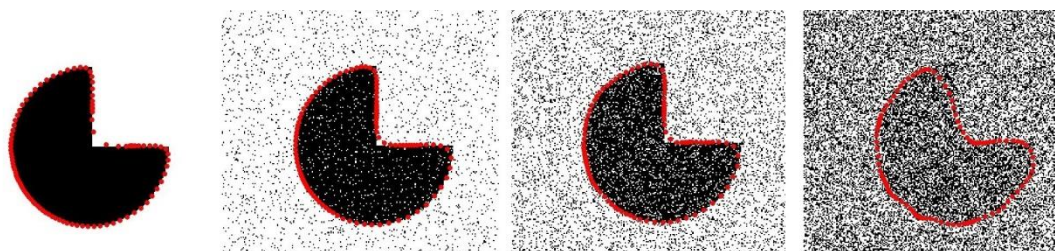
Obr. 6.14: Segment hvězdy

Na obr 6.14 je vysegmentovaná hvězda. Výsledky segmentace pomocí Snake nejsou uspokojivé. Ve hvězdě se nachází moc rohů a aktivní kontura se nedokáže tak dokonale tvarovat. Na hranách jsou body zhuštěny a snaží se dostat co nejdříve do rohu díky energii koncových bodů a rohů. Kdyby kontura neměla žádnou pružnost, body aktivní kontury by se dostaly až do rohů. První hvězda má menší pružnost a ohyb díky nastavení parametrů alpha a beta. Konstanty jsou nastaveny na hodnotu  $\alpha = 0,2$  a  $\beta = 0,2$ . Druhá hvězda má tyto konstanty sníženy na hodnotu  $\alpha = 0,05$  a  $\beta = 0,05$  a z obrázku je patrné, že se aktivní kontura dostala více do rohů.



Obr. 6.15: Segment hvězdy pro různé hodnoty šumu (vlevo  $\sigma^2 = 1$ , vpravo  $\sigma^2 = 3$ )

Na obr. 6.15 je přidán Gaussovský šum. Hodnota rozptylu šumu levé hvězdy je 1 a hodnota rozptylu pravé hvězdy je 3. Jelikož u hvězdy jsou důležité energie koncových bodů a rohů, které šum ovlivňuje, dochází již při malých hodnotách k špatné segmentaci.



Obr. 6.16: Segment kruhu s výřezem

Na obr. 6.16 je vysegmentovaný kruh s výřezem. Jako šum je použit „salt and pepper“ s třemi hodnotami intenzity. První výřez je bez šumu, druhý je zašuměn šumem o intenzitě 0,1, třetí má intenzitu 0,3 a poslední snímek je o intenzitě šumu 0,8. Výsledky jsou poměrně dobré až na rohy. Aktivní kontura se díky své pružnosti nedostala až do koncových bodů a rohů.

## 7 SEGMENTACE LEDVINY

Pro testování segmentace ledvin jsou k dispozici tři soubory s 4D snímky. Jedná se o snímky z magnetické rezonance od tří pacientů. Dvě série snímků jsou zašuměné a třetí řada snímků je bez šumu. Segmentace je nejprve zkoušena na snímcích bez šumu.

### 7.1 Popis použitého programu v MatLabu

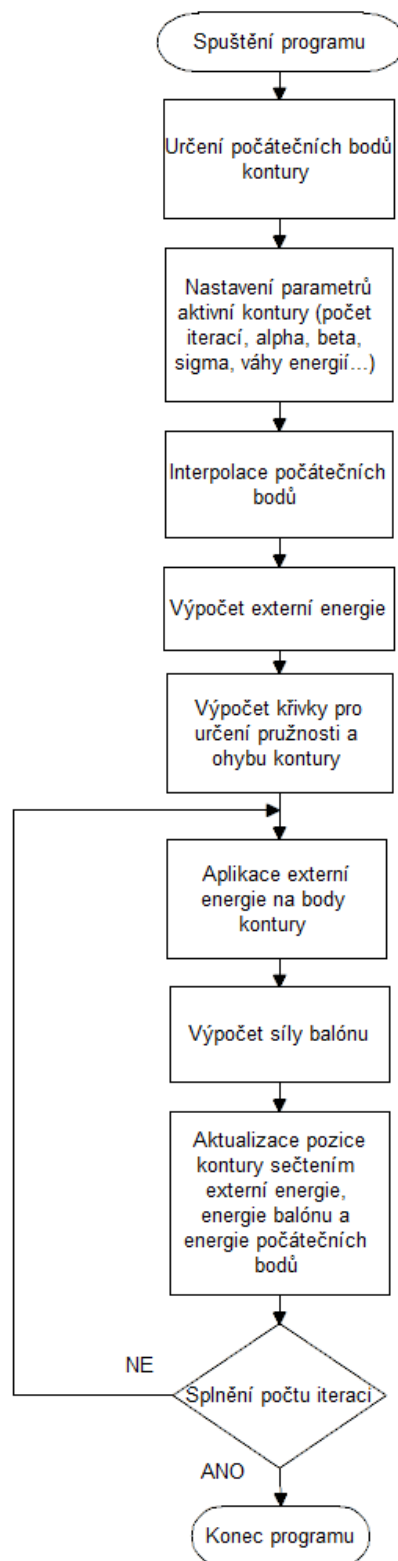
Funkce pro aktivní kontury jsou použity z webových stránek [www.mathworks.com](http://www.mathworks.com) a upraveny pro použití na snímky ledvin. Vstupními parametry jsou 4D snímky ledvin z magnetické rezonance ve formátu „mat“. Pro segmentaci se nastavují tyto parametry:

Tabulka 2: Vstupní parametry Snake

Iterations	počet iterací
Wedge	váha hranové energie
Wline	váha energie linií
Wterm	váha energie koncových bodů
Kappa	váha externí síly obrazu
Sigma1	velikost masky1
Sigma2	velikost masky2
Alpha	energie membrány (pružnosti)
Beta	energie ohybu (zakřivení)
Delta	síla balónu
nPoints	velikost vzorkování
Gamma	časový krok vnitřní energie
Disk	velikost disku pro erozi

Výstupními hodnotami jsou výsledky aktivních kontur (obrys jednotlivých ledvin) a objem ledviny. V následující podkapitole je detailní popis programu a jeho funkce.

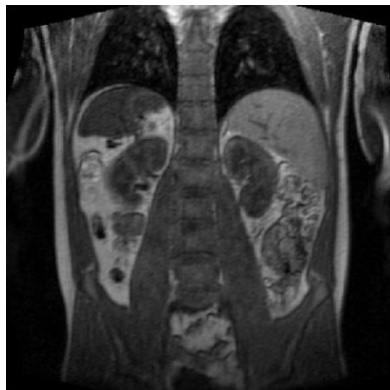
### 7.1.1 Vývojový diagram 2D segmentace



Obr. 7.1: Vývojový diagram programu pro 2D segmentaci

### 7.1.2 Načtení snímků

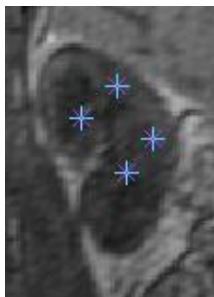
Snímky se převedou do formátu „double“. Následně je vybrán snímek, v kterém se začne dělat první segmentace 2D snímku. Vybrán je prostřední snímek z 3D sady snímků v prvním časovém sejmutí. Provede se normalizace kontrastu, aby souřadnice stupně šedi odpovídaly skutečným souřadnicím na snímku.



Obr. 7.2: Snímek ledvin a okolí

### 7.1.3 Určení počátečních bodů kontury

Po načtení a zobrazení prvního snímku (prostřední snímek z 3D série) se manuálně určí počáteční body (obr 7.3), odkud bude prováděna segmentace. Počáteční body musejí být minimálně čtyři. Tato podmínka je dána použitím interpolace, která navzorkuje počáteční konturu na předem zvolený počet bodů (viz Kapitola 7.1.5).



Obr. 7.3: Detail určení počátečních bodů kontury

### 7.1.4 Uložení počátečních bodů po směru hodinových ručiček

Funkce „MakeContourClockwise“ zajistí, aby matice se souřadnicemi počátečních bodů obsahovala souřadnice počátečních bodů uložených po směru hodinových ručiček. Funkce spočítá plochu mezi ručně zvolenými body definovanou následující rovnicí:

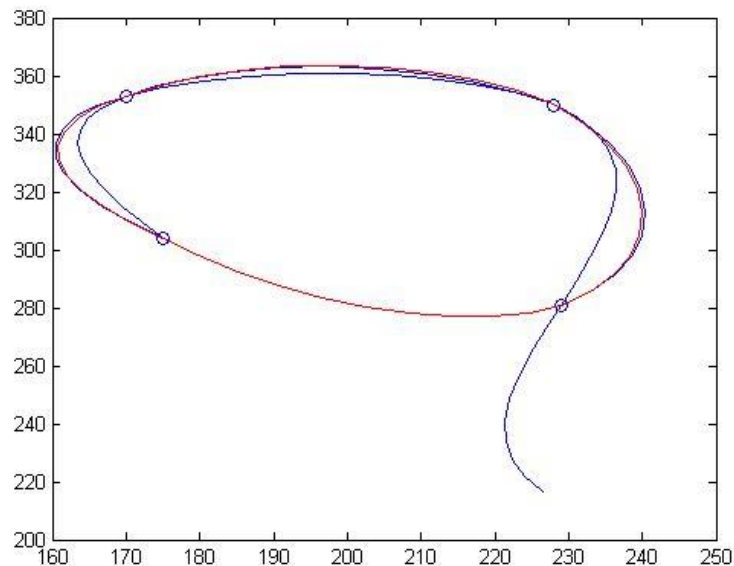
$$area = \sum_{i=1}^n O(i+1,1) * [O(i+2,2) - O(i,2)] \quad (20)$$

kde  $n$  je velikost matice počátečních bodů a  $O$  je pomocná matice.

Výsledná hodnota se porovná s nulou. Pokud je hodnota kladná, body byly naklikány proti směru hodinových ručiček a dojde k otočení jejich pořadí.

### 7.1.5 Interpolace

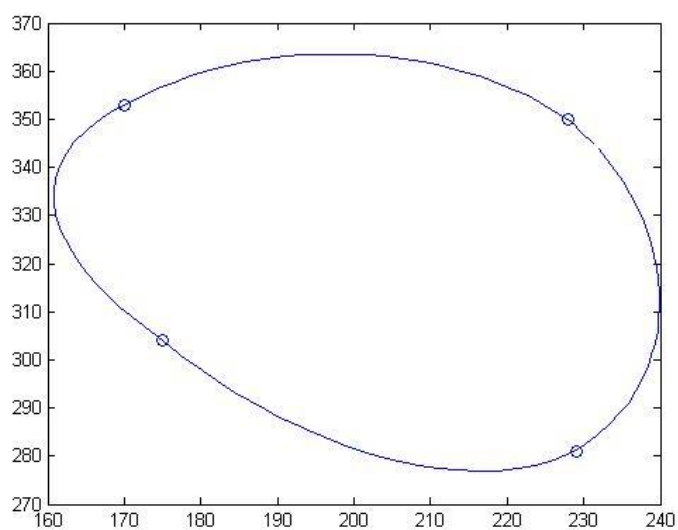
Interpolací se provede převzorkování původní kontury, aby měla hladký a spojitý obrys. Nejprve je provedena interpolace bodů mezi sebou pomocí funkce  $\text{interp}(x,r)$ , kde  $x$  je matice počátečních bodů a  $r$ -krát se navzorkuje. Podmínkou interpolace je počet vstupních bodů - minimálně čtyři. Výsledek této operace je zobrazen na následujícím snímku.



Obr. 7.4: Navzorkování počátečních bodů

Kde  $\underline{0}$  jsou ručně zvolené počáteční body, modrá křivka je výpočet interpolace a červená křivka označuje výsledné hodnoty navzorkování.

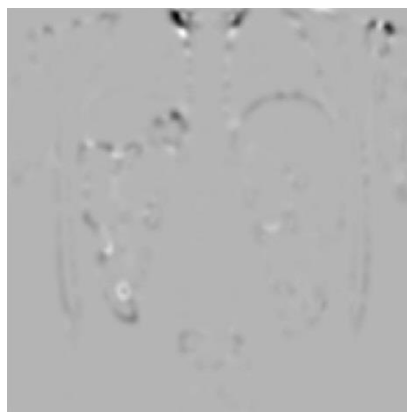
Dále je použita funkce „cumsum“, která vypočítá kumulativní součet rozdílů jednotlivých vzdáleností bodů. Výsledek této funkce se použije pro následné navzorkování bodů pomocí funkce  $\text{interp1}$ . Výsledkem je hladší kontura, která nemusí procházet přímo konkrétními body, ale pouze v jejich blízkosti. Výsledek je zobrazen na následujícím snímku.



Obr. 7.5: Výsledná počáteční kontura

### 7.1.6 Externí energie

Těchto energií je několik, jak již bylo uvedeno v podkapitole 6.1 Energetické funkce. Na obr. 7.6 je zobrazena energie koncových bodů a rohů. Z obrázku je patrné, že tato energie nemá význam pro tuto segmentaci. Nikde nám nezobrazuje ani přibližný tvar ledviny.



Obr. 7.6: Energie koncových bodů a rohů ledvin a okolí

Pro výpočet externí energie ze snímků ledvin je použita energie hranová. Na obr. 7.7 je zřejmé, že tato energie má význam pro segmentaci ledvin, protože z něj již je patrný tvar ledvin.



Obr. 7.7: Energie hran ledvin a okolí

Externí energie je získána filtrací Gaussovským filtrem. Jedná se o dvoudimenzionální filtr, který je určen vzorcem:

$$f_{x,y} = e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}} \quad (21)$$

kde  $\sigma$  definuje směrodatnou odchylku filtru.

Výpočet je proveden v pěti směrech ( $x$ ,  $y$ ,  $xx$ ,  $xy$ ,  $yy$ ). Gaussovský filtr v jednotlivých směrech je definován následujícími vzorci:

$$DGauss_x = -\frac{x}{2\pi\sigma^4} e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}} \quad (22)$$

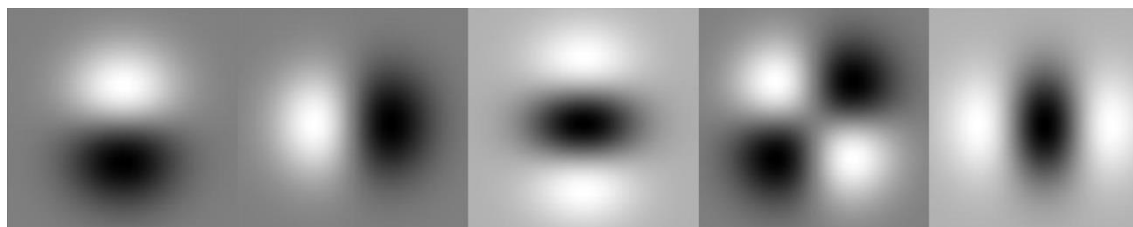
$$DGauss_y = -\frac{y}{2\pi\sigma^4} e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}} \quad (23)$$

$$DGauss_{xx} = \frac{1}{2\pi\sigma^4} \left(\frac{x^2}{\sigma^2} - 1\right) e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}} \quad (24)$$

$$DGauss_{xy} = \frac{1}{2\pi\sigma^6} (x * y) e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}} \quad (25)$$

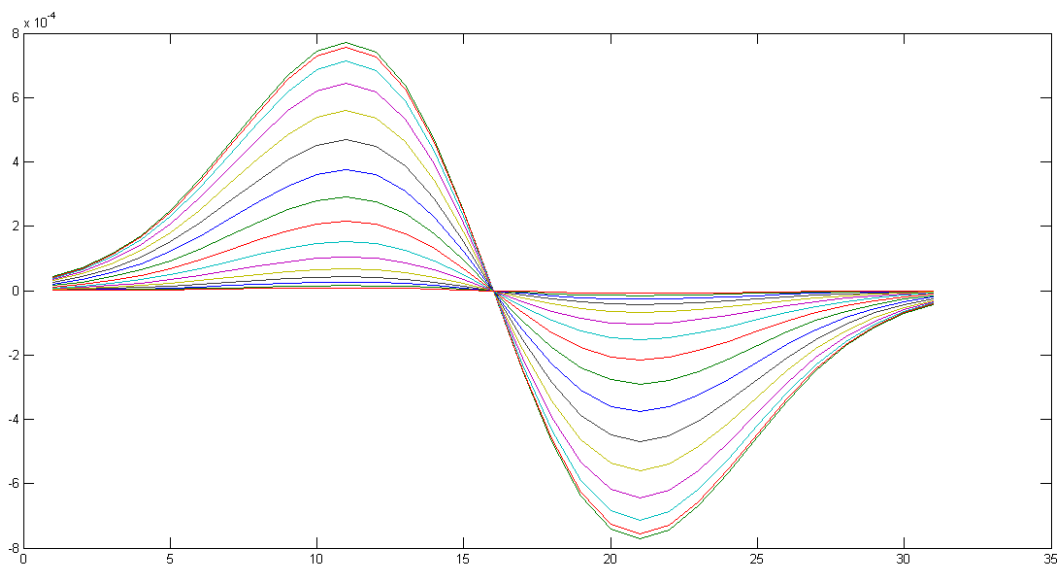
$$DGauss_{yy} = \frac{1}{2\pi\sigma^4} \left(\frac{y^2}{\sigma^2} - 1\right) e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}} \quad (26)$$

Na obr. 7.8 jsou zobrazeny Gaussovské funkce ve stupních šedi.

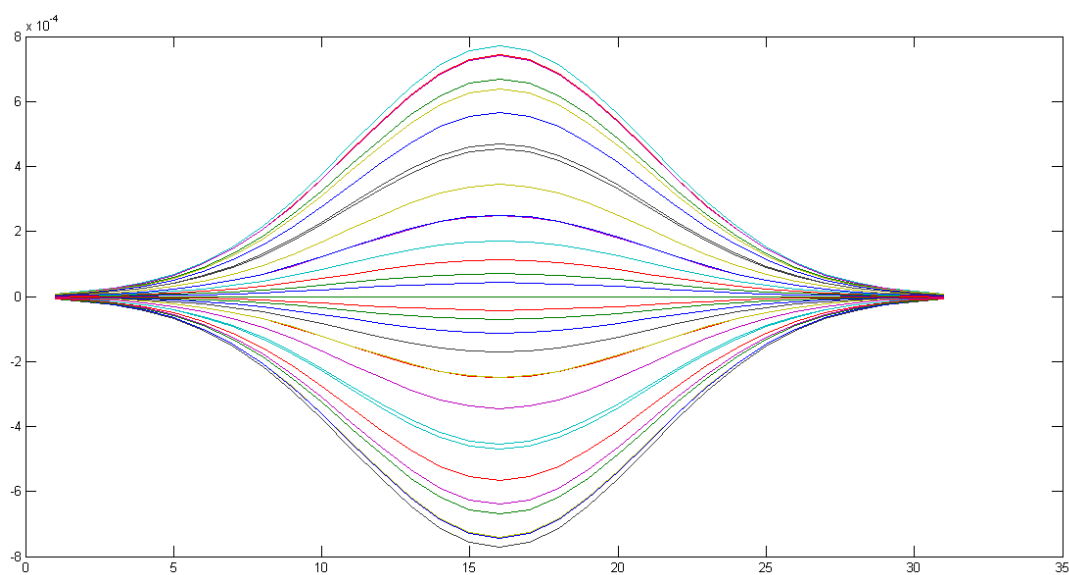


Obr. 7.8: Gaussovské funkce ve stupních šedi

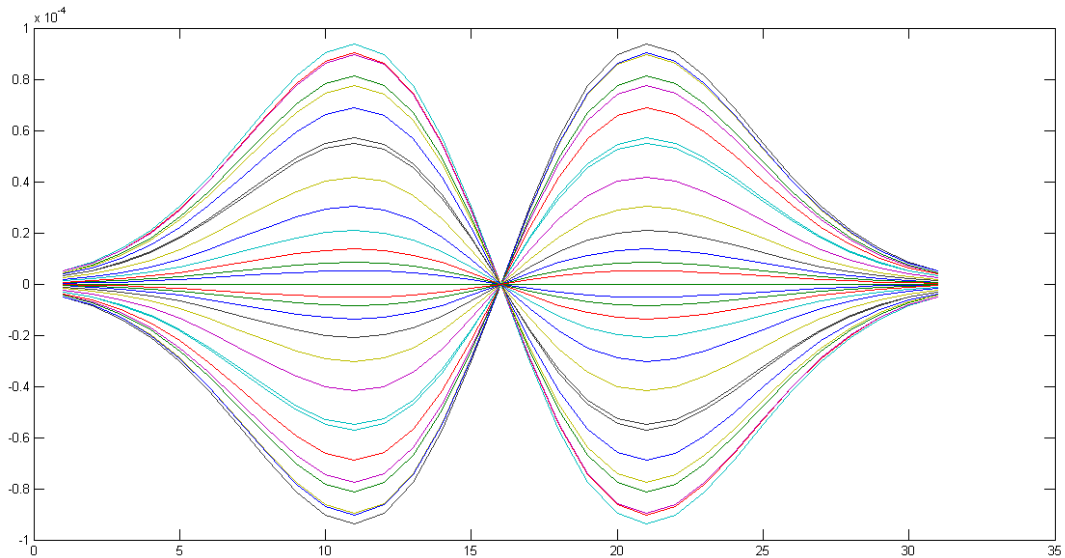
Na následujících obrázcích jsou zobrazeny Gaussovské křivky pro tři směry filtrace. Křivky zobrazují řezy v ose x.



Obr. 7.9: Gaussovská křivka pro osu x

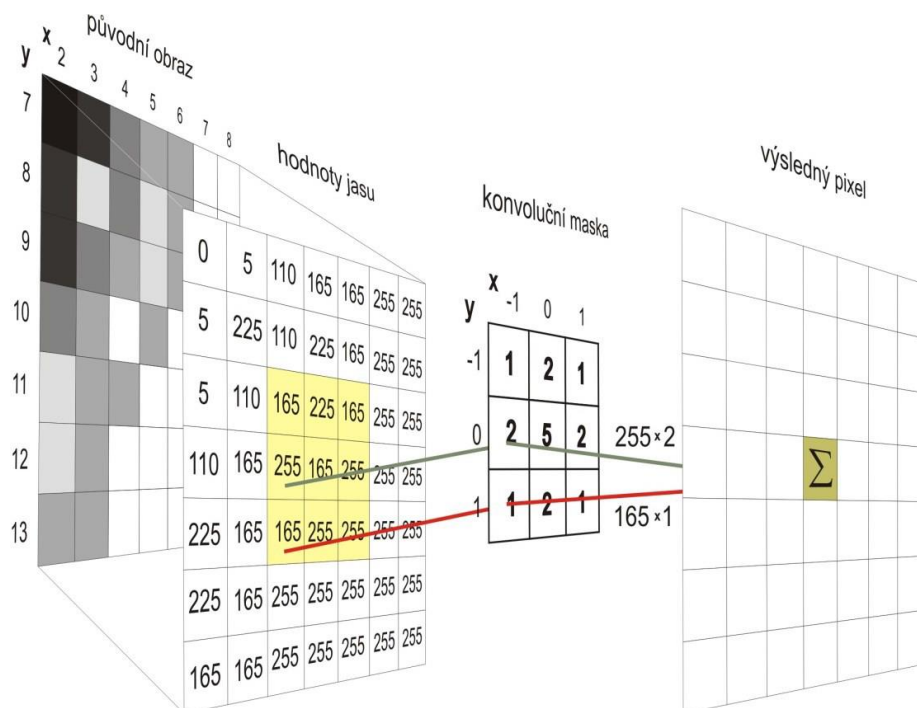


Obr. 7.10: Gaussovská křivka pro osu y



Obr. 7.11: Gaussovská křivka pro osu xy

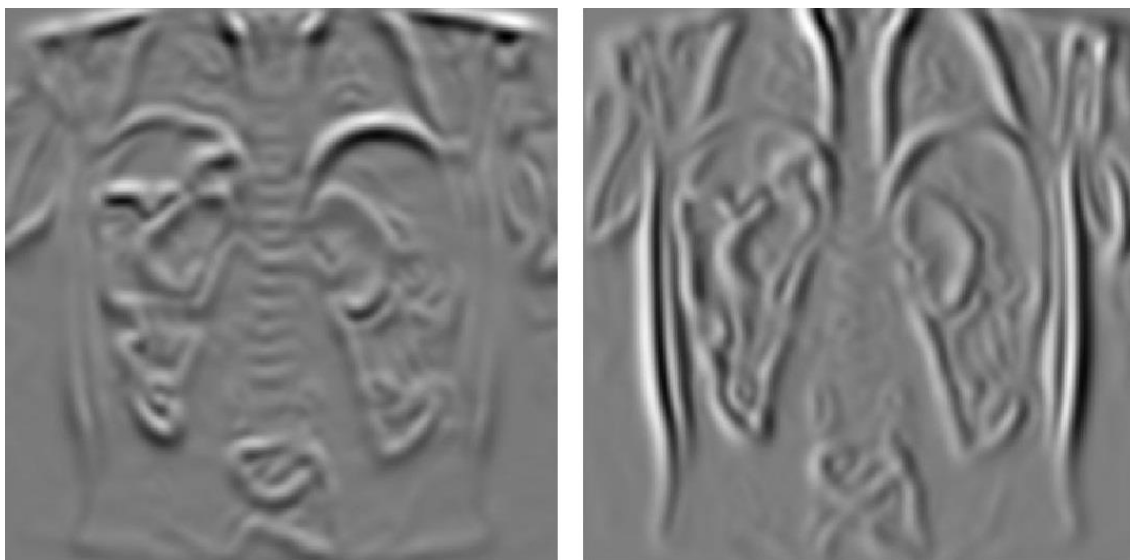
Pro výpočet je použita konvoluční maska, které představuje diskretní konvoluci, a kterou se překryjí hodnoty jasu původního snímku. Každý pixel jasu je vynásoben překrytou hodnotou buňky konvoluční masky. Všechny hodnoty masky jsou sečteny a tím je získán nový pixel. Celková filtrace je provedena posouváním masky po celém snímku. Pro získání výstupního obrazu je potřeba doplnit krajní hodnoty, kam se konvoluční maska nedostane. Tyto hodnoty se získají ze zrcadlových hodnot podle ohraničení matice.



Obr. 7.12: Diskretní konvoluce, (převzato z [30])

### 7.1.7 Energie v ose x a v ose y

Následně je provedena další filtrace. Filtruje se předchozí vypočtená externí energie opět Gaussovským filtrem, nyní ale pouze v ose x a v ose y. Tímto získáme dva energetické obrazy, které jsou dále zpracovávány.



Obr. 7.13: Energie v ose x (vlevo) a v ose y (vpravo)

### 7.1.8 Interní energie

Pro výpočet vnitřní energie je použita lineární interpolace. Jedná se o vytvoření křivky, kterou se vynásobí součet všech externích sil. Podle nastavení parametrů alpha a beta se docílí pružnosti a ohybu kontury.

### 7.1.9 Výpočet nových bodů kontury

Původní kontura, která byla vypočtena z ručně určených počátečních bodů, je přepočtena na novou konturu, přičemž její vlastnosti jsou dány jednotlivými energiemi. Kontura se přepočítává tolikrát, kolik je nastavený počet iterací, nebo při dosažení minimální plochy ledviny. Velikost minimální plochy je experimentálně nastavena na hodnotu 200. Při nižší hodnotě dojde k ukončení segmentace. Hodnota iterací je nastavena experimentálně podle odhadu, který je ovlivněn velikostí segmentovaného objektu.

Celková energie aktivní kontury je složena z externí energie a interní energie. Externí energie je složena z energie počátečních bodů kontury, energie obrazu (hranová energie) a energie síly balonu. Sečtené energie se následně vynásobí vytvořenou křivkou z parametrů alpha a beta (zajištění pružnosti a ohybu kontury). Jedná se o křivku určenou následujícími rovnicemi:

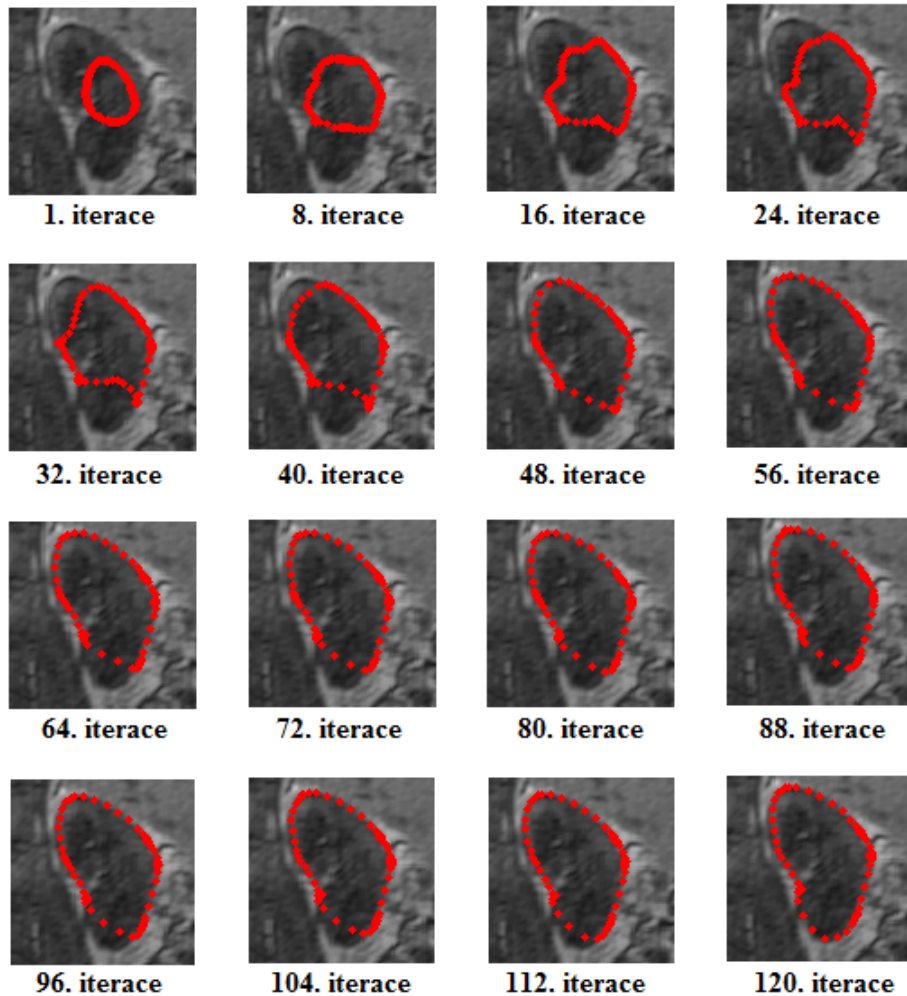
$$b_1 = b_5 = \beta \quad (27)$$

$$b_2 = b_4 = -(\alpha + 4\beta) \quad (28)$$

$$b_3 = 2\alpha + 6\beta \quad (29)$$

Z těchto vypočtených hodnot je vytvořena matice, která má na hlavní diagonále hodnoty  $b_3$ , na vedlejších diagonálách hodnoty  $b_2$  a  $b_4$  a na dalších dvou diagonálách hodnoty  $b_1$  a  $b_5$ .

Na obrázku 7.14 vidíme postupný vývoj aktivní kontury v daných iteracích.



Obr. 7.14: Vývoj kontury v jednotlivých iteracích

## 7.2 Segmentace 3D snímků

Dosud byly zpracovávány 2D obrázky. V této podkapitole je rozebráno zpracování dalších řezů ledvin, čímž získáme segment objemu celé ledviny. Program je rozšířen o cyklus, který postupně vybírá další řezy (2D snímek) celé ledviny (3D snímek). Segmentace se provádí od prvního ručně vybraného snímku (přibližný střed ledviny) postupně až na konec ledviny a následně opět od prvního ručně vybraného snímku až na počátek ledviny. U prvního snímku se počáteční body volily ručně. Pro další

snímek jsou použity počáteční body kontury z předchozího snímku. Tyto body jsou pomocí eroze upraveny tak, aby počáteční kontura byla menší než výsledná kontura předchozího snímku. Tato úprava je provedena, jelikož segmentujeme od středového řezu 3D ledviny a následující snímky obsahují menší ledvinu. Zajistíme tím, že nedochází k úniku kontury do okolí mimo ledvinu.

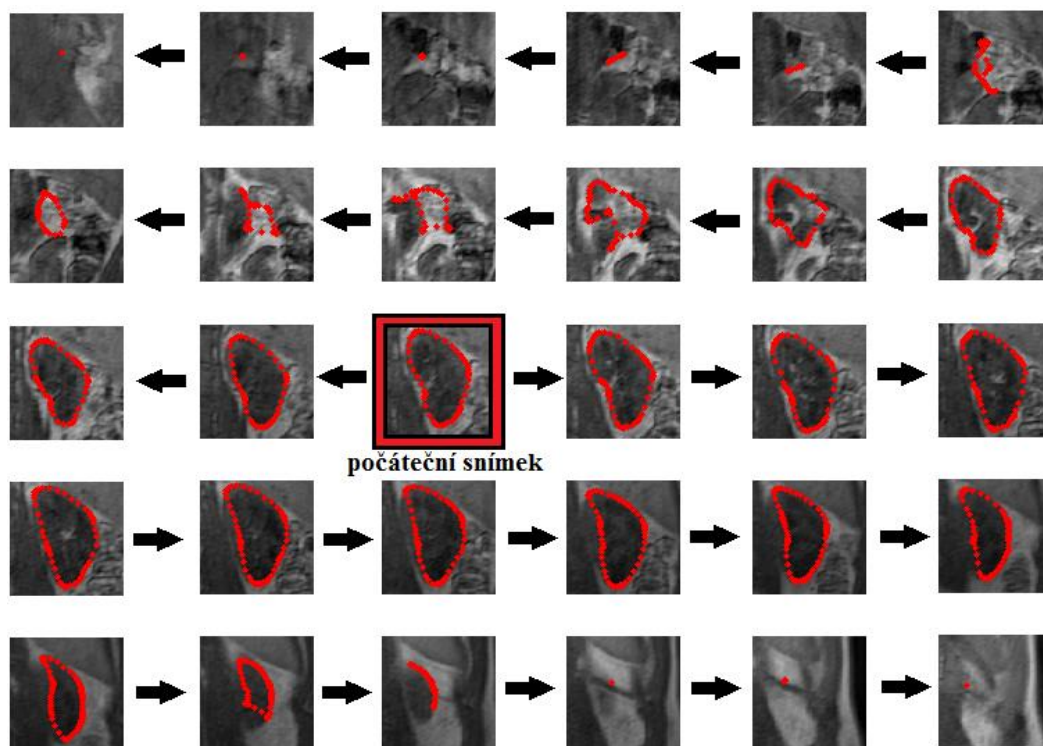
### 7.2.1 Eroze

Binární eroze patří do kategorie morfologických operací (nelineární operace při zpracování obrazu). Je využívána při předzpracování a k finální úpravě obrazu. Jedná se o zmenšování a ztenčování objektů v binárním obraze. Operace je založena na porovnání určité masky (disk, ball, line apod.). Celá maska se postupně posouvá po vstupním obraze. Na základě tohoto porovnání je dosazena 0 nebo 1 do středového bodu vyšetřované oblasti vstupního obrazu.

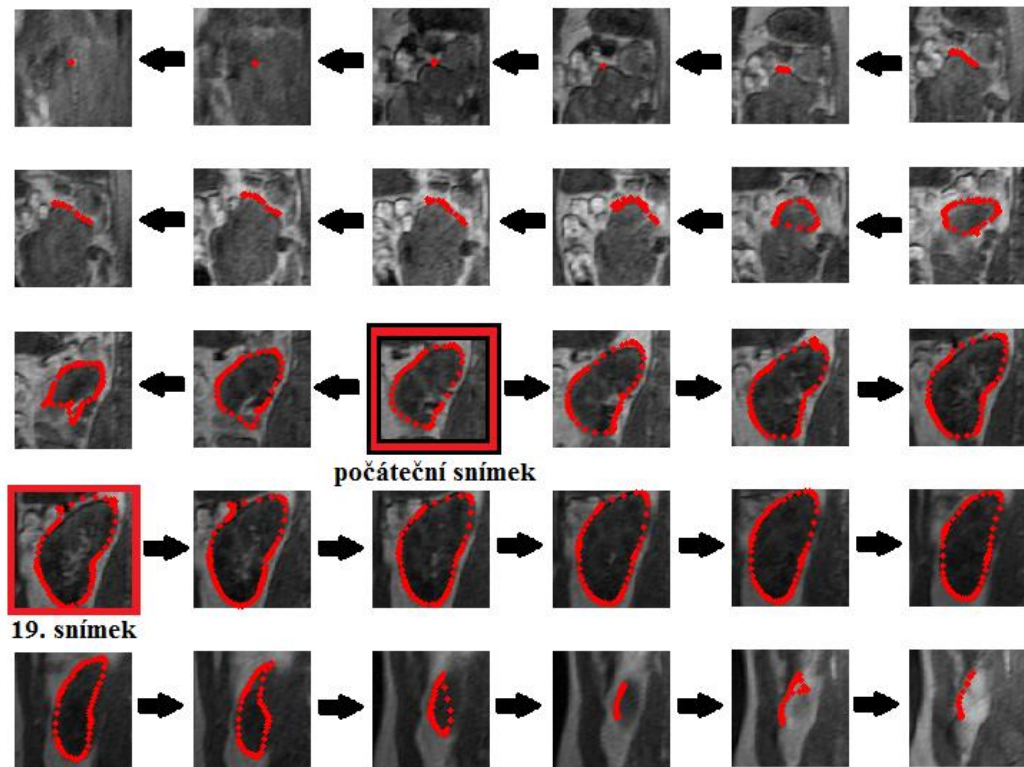


Obr. 7.15: Původní maska (vlevo) a eroze (vpravo)

### 7.2.2 Segmentace v jednotlivých řezech



Obr. 7.16: Postupný vývoj segmentace – levá ledvina



Obr. 7.17: Postupný vývoj segmentace – pravá ledvina

Z obrázku 7.16 je patrné, jak je postupně segmentována celá ledvina. Problém nastává na posledních snímcích ledviny. Jednotlivé řezy jsou od sebe příliš vzdálené. Kontura se snaží udržovat tvar z předchozího snímku a jelikož už ledvina není vidět, dochází k chybné segmentaci.

Na obrázku 7.17 vidíme postupnou segmentaci pravé ledviny. U 19. snímku dochází k chybné segmentaci. Na Obr. 7.18 je zobrazena externí energie tohoto snímku. Z obrázku je patrné, že část ledviny je spojena s okolím. Není zde rozeznatelná hranice okraje ledviny, a proto dochází k chybě v segmentaci.



Obr. 7.18: Externí energie 19. snímku

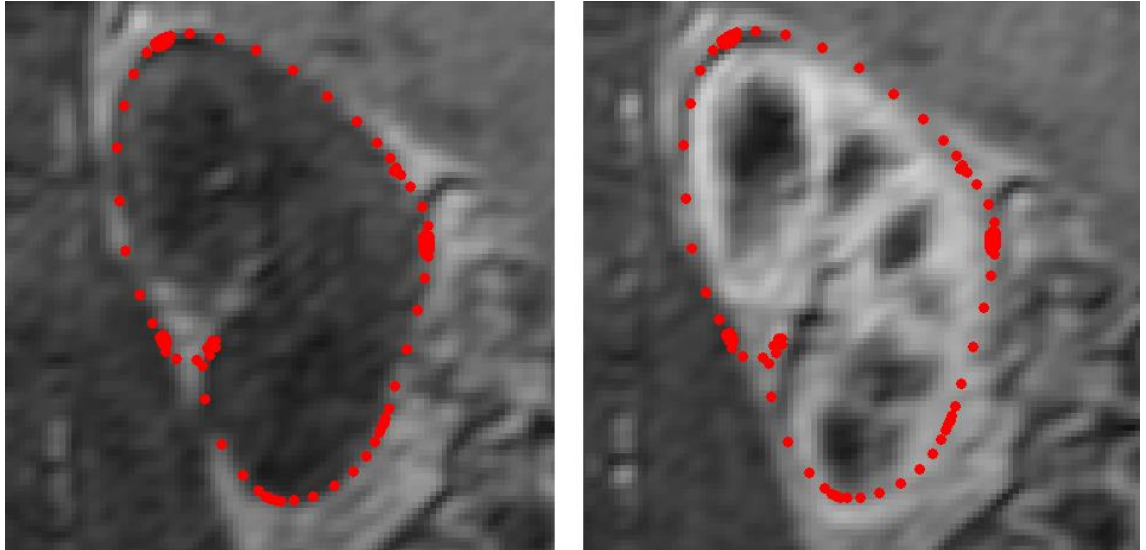
### 7.3 Segmentace 4D snímků

Cílem celé segmentace je vysegmentování snímků ve všech časech snímání. Dosud byla prováděna segmentace ledviny v jednom čase. Nyní si ukážeme, jak by bylo možné řešit segmentaci v dalších časech, kdy se do ledviny dostane kontrastní látka. Postup je následující:

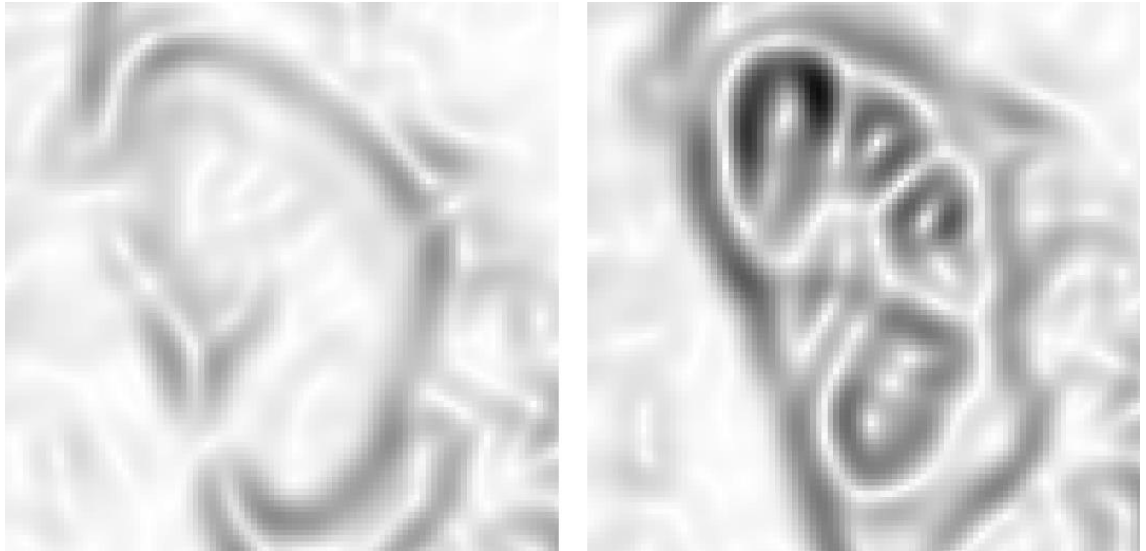
- segmentace 3D ledviny
- registrace obrazu v čase
- použití výsledné aktivní kontury z prvního času pro segmentaci snímků v dalších časech
- segmentace jednotlivých částí ledviny

Snímky, které jsou použity pro tuto segmentaci, nejsou srovnány v čase. Přítomné artefakty jsou způsobeny pohybem pacienta (dýchání, tepová frekvence), jejich odstranění by se dalo řešit registrací obrazu. Jedná se o slícování obrazu v jednotlivých časech.

Na následujícím obrázku vidíme výslednou konturu ledviny v jednom čase a použití této kontury pro snímek posunutý v čase, který obsahuje kontrastní látku. Z obrázku je patrné posunutí ledviny vůči výsledné kontuře ve snímku v jiném čase. Tento problém by se dal řešit buď novou segmentací, kde by došlo k upravení bodů kontury, nebo by se musela provést registrace obrazu, která by jednotlivé snímky v čase srovnala.



Obr. 7.19: Kontura ve dvou časech



Obr. 7.20: Externí energie v čase 1 (vlevo) a v čase 7 (vpravo)

Na obr. 7.20 jsou zobrazeny externí energie ledviny bez kontrastní látky (vlevo) a s kontrastní látkou (vpravo). Z obrázku je patrné, že pro ohraničení oblasti ledviny je lepší snímek bez kontrastní látky. Hranová energie je největší na okrajích ledviny. Snímek vpravo zobrazuje hranovou energii ledviny, v které se nachází kontrastní látka. Z obrázku je dobře vidět ohraničení jednotlivých částí ledviny. V tomto případě by se aktivní kontury musely použít na jednotlivé části ledviny.

## 8 KVANTITATIVNÍ A VIZUÁLNÍ HODNOCENÍ

### 8.1 Kvantitativní hodnocení

K dispozici pro ověření funkčnosti programu máme tři soubory se 4D daty. Poloautomatická segmentace se testuje na všech třech souborech. Výsledky poloautomatické segmentace jsou porovnávány s dvěma ručními segmentacemi. V následující tabulce jsou zobrazeny objemy ledvin v pixelech a v další tabulce jsou přepočítány na mililitry.

Tabulka 3: Hodnoty objemů ledvin v pixelech

	FF10		P4		U15	
	pravá	levá	pravá	levá	pravá	levá
Manual1	49894	49926	22700	22576	34687	32998
Manual2	49303	45945	23389	25146	34417	33530
Snake	39690	40106	20462	20912	41252	37943

Tabulka 4: Hodnoty objemů ledvin v mililitrech

	FF10		P4		U15	
	pravá	levá	pravá	levá	pravá	levá
Manual1	183,10	183,21	221,65	219,76	227,93	216,84
Manual2	180,93	168,61	227,68	244,78	226,16	220,33
Snake	145,65	147,17	199,19	221,59	271,08	249,31

Procentuální vyjádření rozdílů objemů poloautomatické segmentace a ruční segmentace je zobrazeno v následující tabulce. Největší rozdíl objemu ledviny je ze souboru FF10. Segmentace pomocí aktivní kontury se liší o 20,45 % proti první manuální segmentaci a o 19,50 % vůči druhé manuální segmentaci. Nejlepší výsledky při porovnání celkového objemu jsou dosaženy ze souboru dat P4, poloautomatická segmentace se liší vůči první manuální segmentaci o 7,37 % a vůči druhé manuální segmentaci o 16,84 %. V tomto případě je poměrně velký rozdíl mezi ručními segmentacemi.

Tabulka 5: Rozdíl Snake proti ruční segmentaci

Ledvina	FF10		P4		U15	
	pravá	levá	pravá	levá	pravá	levá
Manual1	20,45 %	19,67 %	10,14 %	7,37 %	18,93 %	14,99 %
Manual2	19,50 %	12,71 %	12,51 %	16,84 %	19,86 %	13,16 %

Pro hodnocení objemu ledvin je použit vzorec z článku [22]. Porovnávají se rozdíly objemů ledvin mezi automatickou a dvěma manuálními segmentacemi a rozdíl objemů ledvin mezi manuálními segmentacemi.

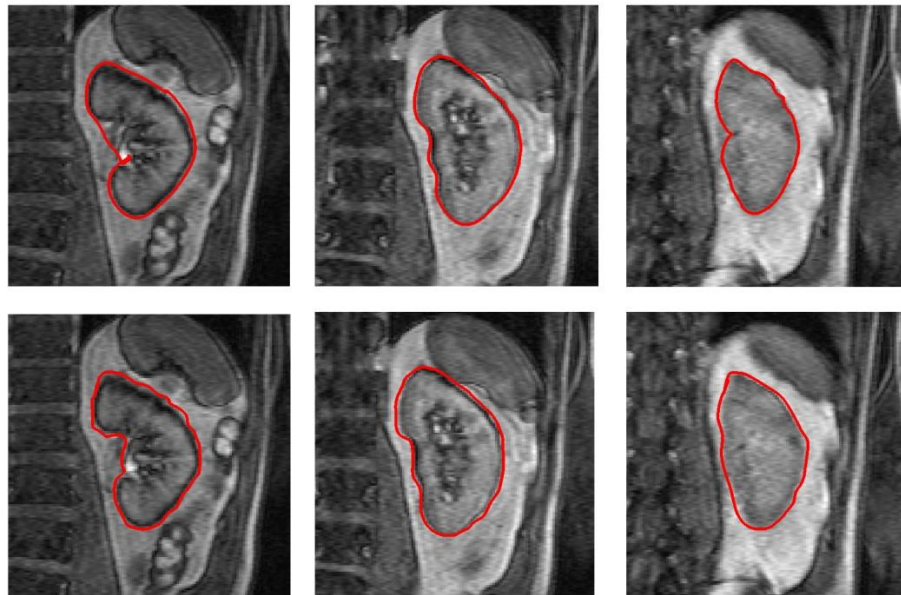
Tabulka 6: Výsledky chyb Snake a ruční segmentace

Ledvina	FF10		P4		U15	
	pravá	levá	pravá	levá	pravá	levá
Chyba 1	3,64	2,87	2,55	1,25	4,40	3,07
Chyba 2	0,22	1,46	0,60	2,50	0,18	0,35

Doba segmentace souboru P4 v jednom čase při použití Snake trvá 17 sekund. Manuální segmentace téhož souboru trvá 1 hodinu.

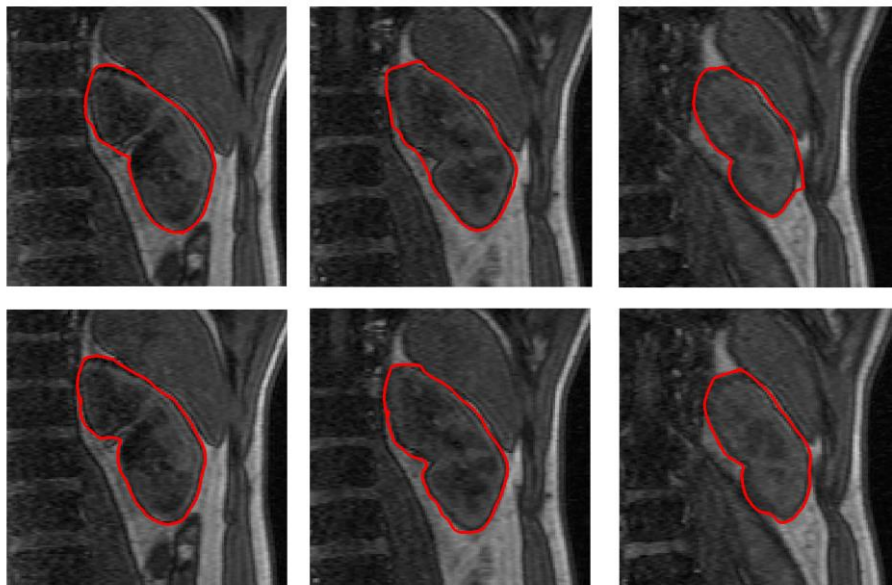
## 8.2 Vizuální hodnocení

Kromě kvantitativního hodnocení se dají snímky hodnotit vizuálně. Následující snímky zobrazují tři řezy 3D ledvinou. Horní řada zobrazuje výsledek segmentace aktivní konturou Snake a dolní řada zobrazuje výsledek manuální segmentace. Na obr. 8.1 je použit snímek ze souboru P4. Segmentace je aplikována při nastavení hodnot pro první segment:  $Iterations = 350$ ,  $W_{edge} = 30$ ,  $W_{line} = 5$ ,  $W_{term} = 0$ ,  $Kappa = 2$ ,  $Sigma1 = 2$ ,  $Sigma2 = 1$ ,  $Alpha = 0,5$ ,  $Beta = 0,5$ ,  $Delta = 0,6$ ,  $nPoints = 100$ ,  $Gamma = 1$ ,  $Disk = 2$ . Při segmentaci dalších řezů jsou změněny parametry:  $Sigma1 = 0,5$ ,  $Sigma2 = 0,5$ ,  $Delta = 0,16$ . Z obrázku je patrné, že metoda Snake má podobné výsledky jako manuální segmentace.



Obr. 8.1: Segmentace Snake (nahore), manuální segmentace (dole), soubor P4

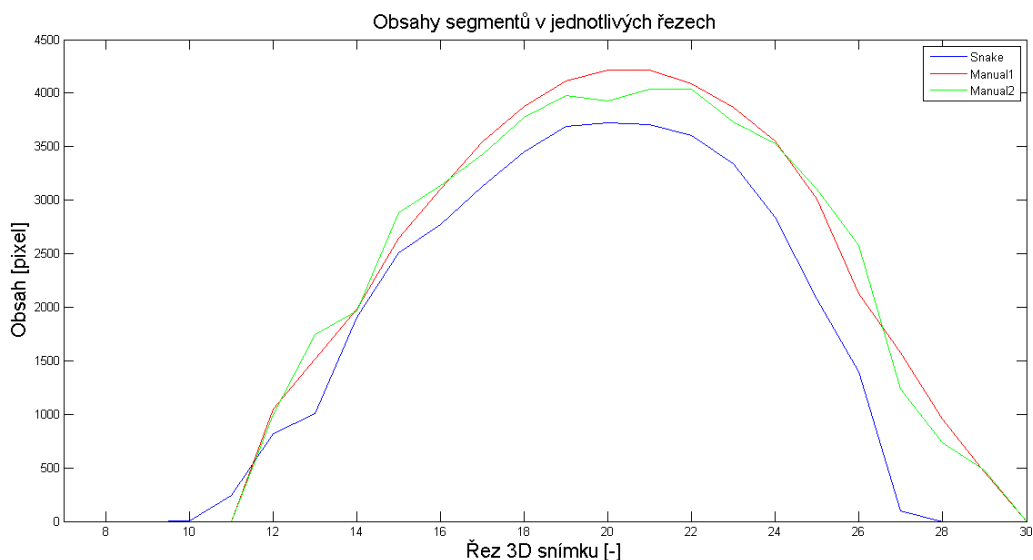
Na dalším snímku vidíme porovnání metody Snake s manuální segmentací aplikované na souboru U15. Nastavení hodnot pro první segment je: Iterations = 350,  $W_{\text{edge}} = 40$ ,  $W_{\text{line}} = 3$ ,  $W_{\text{term}} = 0$ , Kappa = 2, Sigma1 = 0,5, Sigma2 = 0,5, Alpha = 0,5, Beta = 0,5, Delta = 0,3, nPoints = 100, Gamma = 1, Disk = 2. Při segmentaci dalších řezů jsou změněny parametry: Delta = 0,005.



Obr. 8.2: Segmentace Snake (nahore), manuální segmentace (dole), soubor U15

Na prvním snímku automatické a manuální segmentace jsou výsledky téměř shodné. Další dvojice je rozdílná v části, kde má ledvina ostrou hranu. Problém se dá vyřešit nastavením hodnoty alpha a beta na nižší úroveň. Tímto se sníží energie pružnosti a ohybu a kontura se dostane do ostré hrany. V poslední dvojici se aktivní

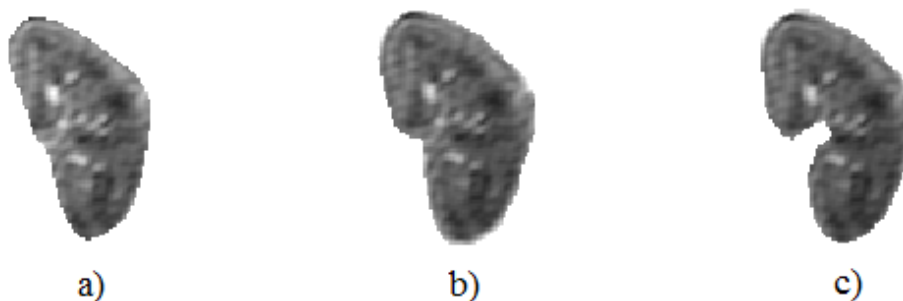
kontura dostala k hranici dalšího orgánu. Tento problém se dá vyřešit snížením hodnoty Delta. Snížením parametru Delta dojde k zmenšení energie balónu a aktivní kontura se nedostane přes okraj ledviny.



Obr. 8.3: Obsahy segmentů v jednotlivých řezech

Na obr. 8.3 je graf, který zobrazuje obsahy segmentů jednotlivých řezů 3D ledviny. Pro měření je použit soubor dat FF10. Měřená je pravá ledvina. Nastavení parametrů pro první segment je: Iterations = 250,  $W_{edge} = 30$ ,  $W_{line} = 0$ ,  $W_{term} = 0$ , Kappa = 2, Sigma1 = 3, Sigma2 = 2, Alpha = 0,4, Beta = 0,4, Mu = 0,2, Delta = 0,2, nPoints = 100, Gamma = 1, Disk = 3. Při segmentaci dalších řezů jsou změněny parametry: Alpha = 1, Beta = 3, Delta = 0,05. Modrá křivka vyjadřuje aktivní konturu Snake, červená křivka vyjadřuje první manuální segmentaci a zelená křivka vyjadřuje druhou manuální segmentaci. Z grafu je patrné, že metoda Snake má nejmenší obsahy jednotlivých řezů.

Na obr. 8.4 jsou zobrazeny tři segmenty ledviny. První snímek zobrazuje výsledek při použití aktivní kontury. Druhý snímek je výsledkem první ruční segmentace a další snímek je výsledkem druhé ruční segmentace.



Obr. 8.4: Použití aktivní kontury (a), ruční segment1 (b), ruční segment2 (c)

## 9 ZÁVĚR

V této práci jsou rozebrány segmentační metody, které zpracovávají sekvence snímků z magnetické rezonance, typy segmentací, které se používají pro zpracování medicínských obrazových dat, návrh segmentační metody a kvantitativní a vizuální hodnocení výsledků segmentace. Pro zpracování jsou použity 4D snímky, které jsou složeny ze 3D snímků a jejich vývoje v čase.

Práce obsahuje rešerše více autorů o různě založených metodách, jako jsou deformovatelné modely, regionově založené metody, prahování, metody založené na modelech a další. Z nastudovaných metod jsou zvoleny aktivní kontury jako nejvhodnější metoda pro segmentaci ledvin ze snímků magnetické rezonance. Vlastnosti této metody jsou vysvětleny na základních geometrických obrazech. Do obrázků je přidáván šum a je testováno, do jakých hodnot rozptylu šumu je aktivní kontura použitelná. Při nastavení rozptylu Gaussovského šumu na hodnotu  $\sigma = 5$  a použití kruhu je aktivní kontura použitelná. Při hodnotě  $\sigma = 10$  dochází v určitých částech obrazu k chybné segmentaci. Aktivní kontura se dostane mimo ohraničení hledaného objektu.

Po odzkoušení aktivní kontury na jednoduchých geometrických obrazcích je metoda testována na snímcích ledvin. Hlavním problémem je nalezení správných hodnot aktivní kontury. Pro segmentaci jednotlivých řezů ledvin jsou zapotřebí odlišné vlastnosti kontury. Vysegmentovat se podařilo všechny tři objemy ledvin v prvním čase. Pro porovnání výsledků jsou vytvořeny manuální segmentace. Při segmentaci 2D snímku se plocha ručního segmentu ledviny liší o 1,7 % proti segmentu vytvořeného aktivní konturou. Při postupné segmentaci celého objemu ledviny se pak výsledné hodnoty ruční segmentace liší o 19,5 % proti aktivní kontuře. Z výsledků je patrné, že segment jednoho řezu ledviny, který je vytvořený programem Snake, dosahuje velmi dobrých výsledků při nastavení správných parametrů. Při segmentaci dalšího řezu má ledvina jiný tvar a začíná vznikat chyba segmentace. Tento problém by bylo možné odstranit přenastavením hodnot aktivní kontury pro každý řez ledviny, časově by to však degradovalo výhodu automatické segmentace.

V programu jsou nalezeny parametry pro první konturu v prvním řezu. Zde je potřeba nalézt přesný okraj ledviny. V následujících řezech dochází k zpřesnění hledané kontury. Proto jsou přenastaveny parametry aktivní kontury, které se používají na všechny další řezy. Problémem zůstává vzdálenost jednotlivých řezů od sebe. Rovněž okraje ledvin mezi těmito řezy nejsou plynulé, ale skokové. To však lze vyřešit použitím eroze, která aktivní konturu zmenší, a tím může dojít k dosegmentování nového okraje ledviny.

Navržená metoda Snake se dá použít pro přesnou segmentaci 2D snímků a hrubou segmentaci 3D snímků. Pokračováním studie by byla segmentace ledviny v dalších časech při využití výsledků objemu 3D snímků v prvním čase. Tyto hodnoty se dají použít pro vyznačení ledviny v následujícím čase, kde je již obsažena kontrastní látka. Návrhem by pak byla další segmentační metoda, kterou by se mohlo segmentovat jednotlivé části ledviny.

## POUŽITÁ LITERATURA

- [1] KJORSTAD, A. *An Automated DCE-MRI Kidney Segmentation Technique Using Localized Active Contours and Independent Component Analysis, Medviz from vision to decision*, 2010, Vol. 7, DOI: ISSN 1891-179X.
- [2] LI, S. et al. *Wavelet-based segmentation of renal compartments in DCE-MRI of human kidney: Initial results in patients and healthy volunteers, Comput Med Imaging Graph*, 2012, Vol. 36(2), DOI: 10.1016/j.
- [3] DONGJIAO, B. et al. *Dynamic Contrast-Enhanced Magnetic Resonance Images of the Kidney, Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE*, 2008, Vol. 27(36-41), ISSN: 0739-5175.
- [4] ONG, R. et al. *A kidney deformation model for use in non-rigid registration during image-guided surgery, SPI Medical Imaging 2008: Visualization, Image-Guided Procedures, and Modeling Conference*, Vol. 6918, 2008.
- [5] KRAJÍČEK, V. *Měření objemu v 3D datech*. Praha, 2007. Diplomová práce. Univerzita Karlova v Praze. Vedoucí práce RNDr. Josef Pelikán.
- [6] JAN, J. *Medical Image Processing, Reconstruction and Restoration - Concepts and Methods. Boca Raton: CRC Press, Taylor and Francis*, 2005. p. 760. ISBN:0-8247-5849-8
- [7] JANOUŠKOVÁ, E. *Statické metody segmentace v MRI obrazech mozku*. Brno, 2008. Bakalářská práce. Masarykova univerzita. Vedoucí práce Ing. Daniel Schwarz, Ph.D.
- [8] LEIKEP, Bořek. *Houghova transformace pro detekci čar*, Brno, 2009. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce Ing. Michal Španěl.
- [9] ZAHŘÁDKA, Jiří. *Obráz jako výšková mapa*, Brno, 2008. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce Ing. Michal Špatněl
- [10] EL-BAZ, A. et al. *2D and 3D shape based segmentation using deformable models, Med Image Comput Comput Assist Inter*, 2005, 8(Pt 2):821-9.
- [11] GANDY, S.J. et al. *A clinical MRI investigation of the relationship between kidney volume measurement and renal function in patients with renovascular disease, Br J Radiol*, 2007 Jan;80(949):12-20.
- [12] Chieh-Ling Huang. *Shape-Based Level Set Method for Image Segmentation, Hybrid Intelligent Systems, 2009. His '09. Ninth International Conference on*, On page(s): 243-246 Volume: 1, 12-14 Aug. 2009.
- [13] SUN, Y. et al. *Integrated registration of dynamic renal perfusion MR images, Image Procesing*, 2004, On page(s): 1923-1926, Vol. 3.
- [14] ALI, A. – FARAG, A. – ELL – BAZ, A. *Graph cuts framework for kidney segmentation with prior shape constraints, Med Image Comput Comput Assist Interv*, 2007;10(Pt 1):384-92.
- [15] SCHWINGER, E. *Renal function estimation using magnetic resonance images*, 2009. Thesis submitted in partial fulfilment of the requirements for the degree of Master of Science in Mathematics. Faculty of Mathematics and Natural Sciences, University of Bergen. Supervisor Antonella Z., Munthe-Kaas.

- [16] HORÁK, K. – KALOVÁ, I. – PETYOVSÝ, P. – RICHTER, M., *Počítačové vidění*, Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2008.
- [17] SMRŽOVÁ, J. *Pro život s ledvinami i bez nich: Onemocnění ledvin*. [online], [cit. 2012-04-23]. Dostupné z: <<http://www.nefrologie.eu>>
- [18] HERÁČEK Jiří, URBAN Michael a kol. *Urologie pro studenty* [online], [cit. 26.4.2013]. Androgeos, [2013]. Dostupné z <<http://www.urologieprostudenty.cz>> Verze 2.0 [2013], ISBN 978-80-254-1859-8.
- [19] MUSOKO, V. *Biomedical signal and image processing*, Praha, 2005. Disertační práce. Vedoucí práce: Prof. Ing. Aleš Procházka, CSc.
- [20] DRASTICH, A. *Tomografické zobrazovací systémy*, VUT Brno, 2004. ISBN 80-214-2788-4.
- [21] SUN, Y. *Kidney segmentation in MRI sequences using temporal dynamics*, *Biomedical Imaging, 2002. Proceedings. 2002 IEEE International Symposium on*, 2002, Page(s):98-101, ISBN: 0-7803-7584-X.
- [22] SONG, T. *Segmentation of 4D MR renography images using temporal dynamics in a level set framework*, *Biomedical Imaging: From Nano to Macro*, 2008. Page(s):37-40, ISBN: 978-1-4244-2002-5.
- [23] YUKSEL, S.E., EL-BAS, A., FARAG, A.A., et al. *A Kidney Segmentation Framework for Dynamic Contrast Enhanced Magnetic Resonance Imaging*, *Journal of Vibration and Control*, 2007, Vol. 13(9-10), pp. 1505-1516.
- [24] LANGLEY, P. *Induction of selective Bayesian classifiers*, *Proceedings of the Tenth Conference on Uncertainty in Artificial Intelligence*, 1994, Page(s):399-406 ISBN: 1-55860-332-8
- [25] BAKKER, J. et al. *Renal volume measurements: accuracy and repeatability of US compared with that of MR imaging*, *Radiology*, 2010. 211(3): 623-8.
- [26] *Machacovi: Soustava močová* [online]. Frýdek Místek, 2006 [cit. 2013-04-26]. Dostupné z: <<http://www.5zsfm.cz/machacovi/priraz/8/mocova.html>>
- [27] *Fakultní nemocnice Olomouc: Oddělení magnetické rezonance* [online]. Olomouc, 2006 [cit. 2013-04-26]. Dostupné z: <<http://wwwold.fnol.cz/main.jsp?id=63>>
- [28] KASS, M., WITKIN, A., TERZOPOULOS, D. *Snake: Active Contour Models*. *Internal Journal of Computer*. Vol. 1 (1987) pp. 321-331
- [29] MCLNERNEY, T., TERZOPOULOS, D. *Deformable Models*. Chapter in *Handbook of Medical Imaging: Processing and Analysis (I. Bankman ed.)*, Academic Press (2000).
- [30] Příspěvatelé Wikipedie, *Konvoluce* [online], Wikipedie: Otevřená encyklopedie, c2013, Datum poslední revize 9.3.2013, 11:34 UTC, [citováno 15.5.2013] <<http://cs.wikipedia.org/wiki/Konvoluce>>

## SEZNAM ZKRATEK

2D	dvourozměrný prostor
3D	trojrozměrný prostor
4D	čtyřrozměrný prostor
CKD	chronické onemocnění ledvin
MR	magnetická rezonance
NMR	nukleární magnetická rezonance
MRI	magnetická rezonance obrazu
DCE-MRI	dynamická kontrastní zvýšená magnetická rezonance obrazu
SEM	stochastická pravděpodobnost maximalizace
EM	předpoklad maximalizace
RAS	renální arteriální stenóza
ICA	nezávislá komponentní analýza
GRF	glomerulární filtrace

# SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1. Segmentace 3D pravé ledviny

Příloha 2. Segmentace 3D levé ledviny

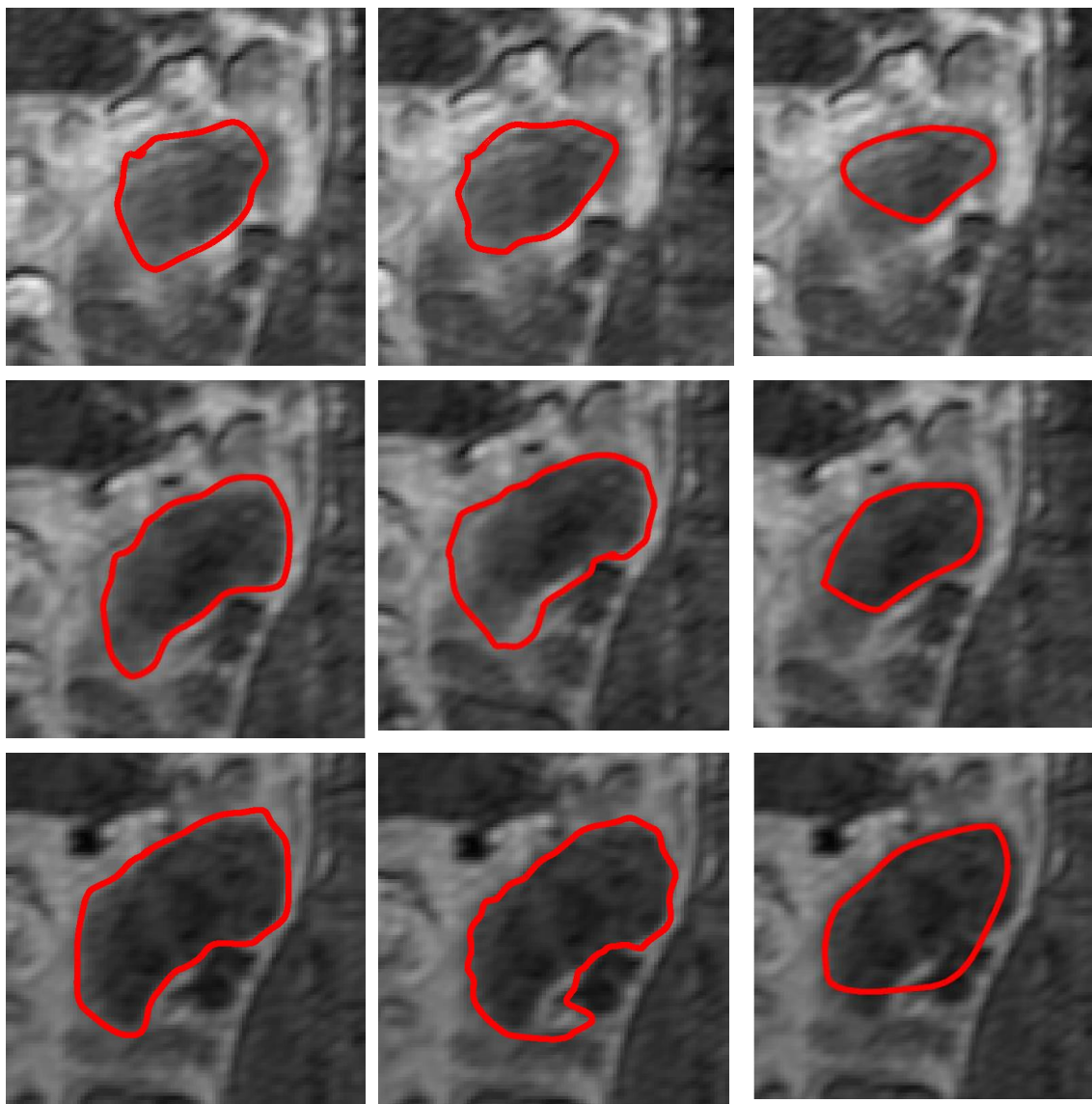
Příloha 3. Obsah přiloženého CD

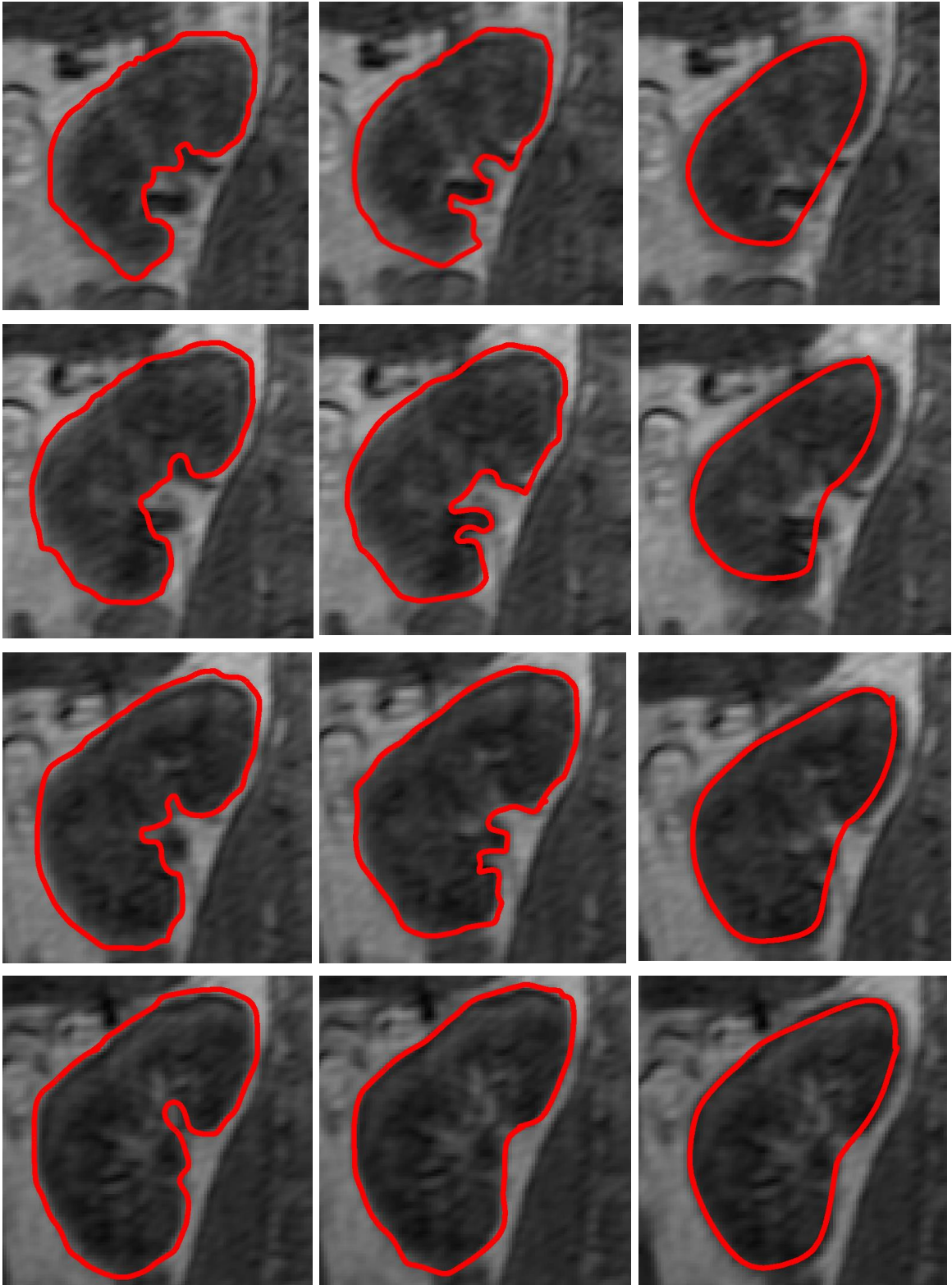
# PŘÍLOHA 1. SEGMENTACE PRAVÉ LEDVINY

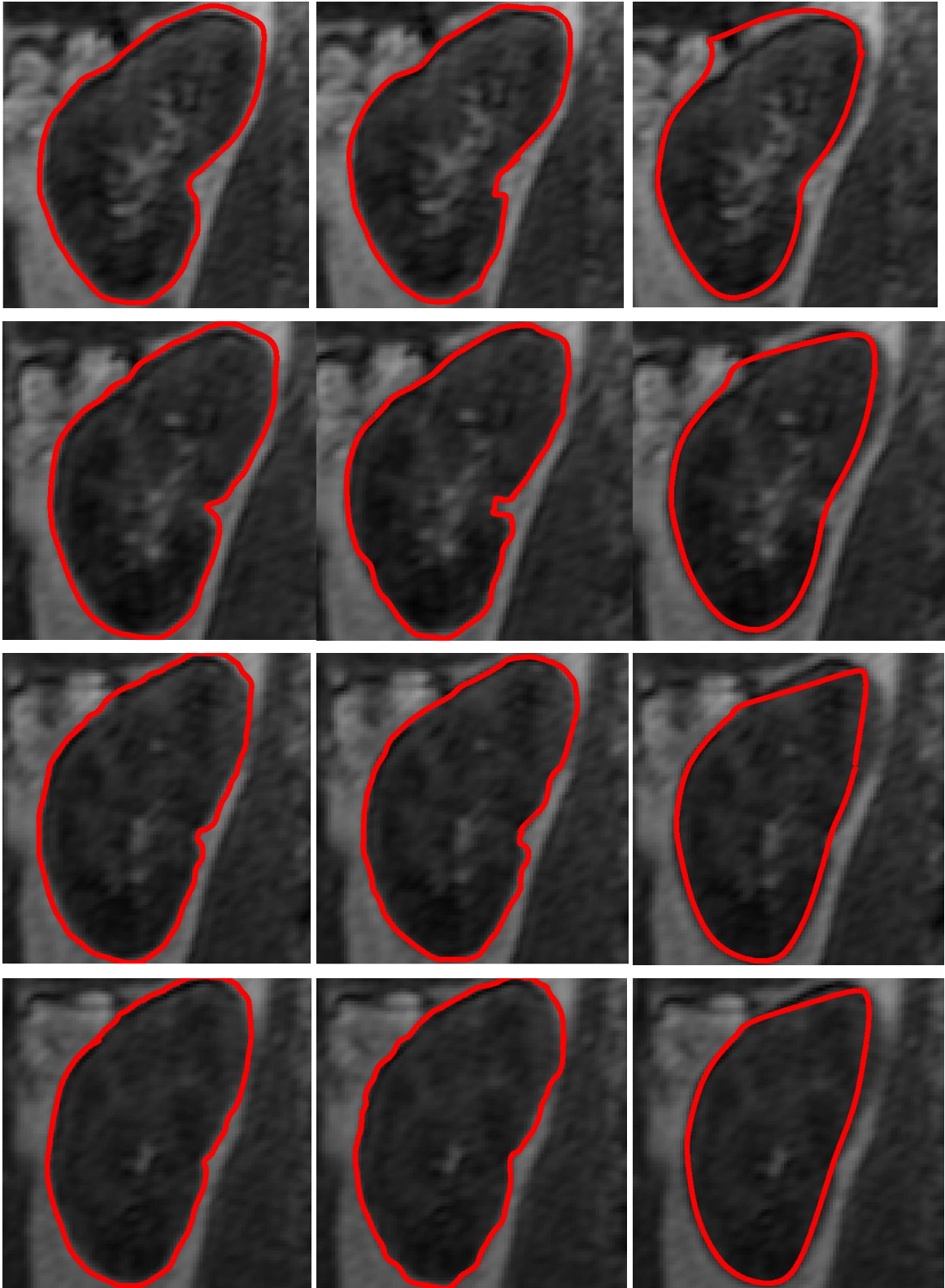
manuální segmentace 1

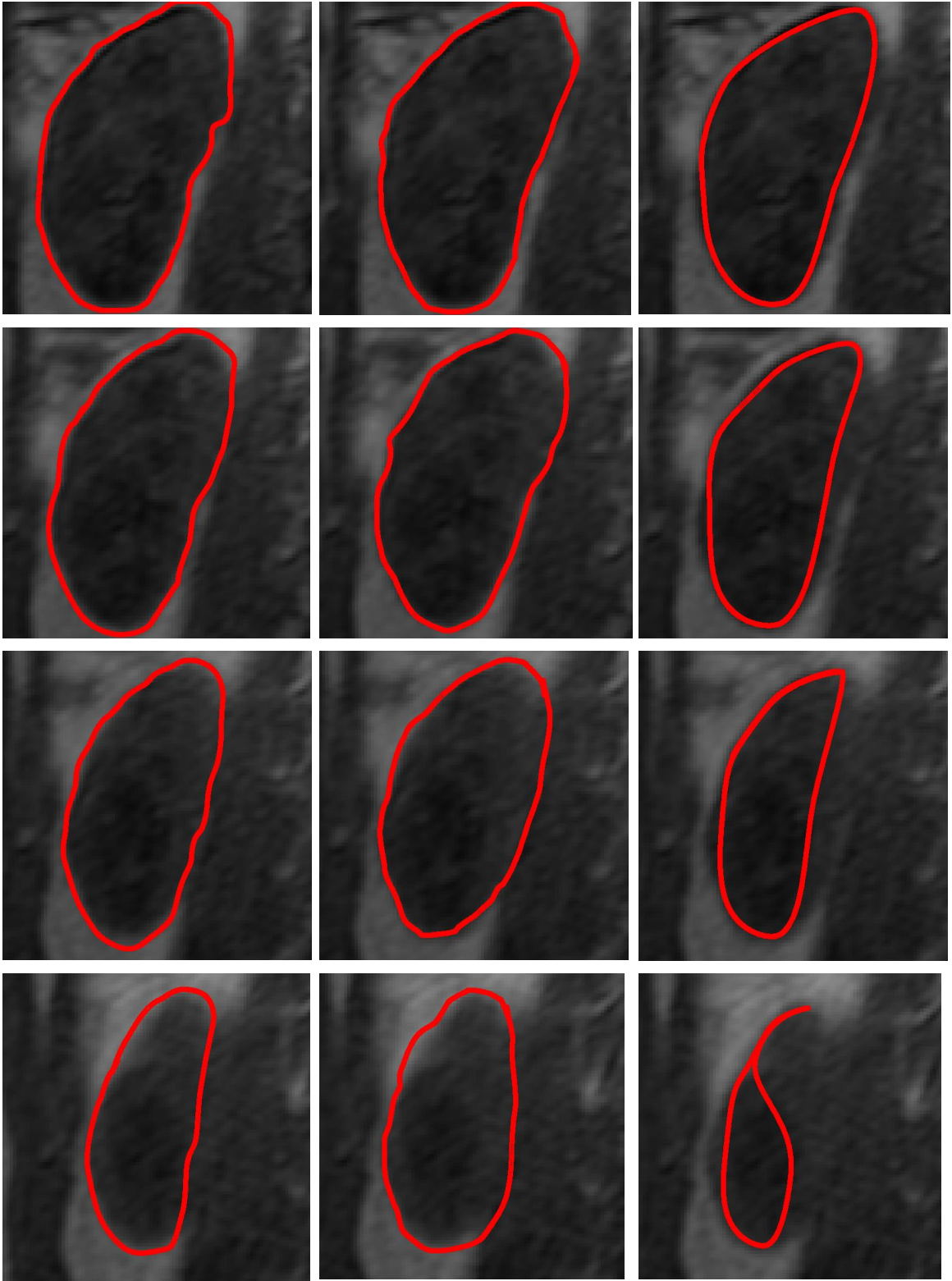
manuální segmentace 2

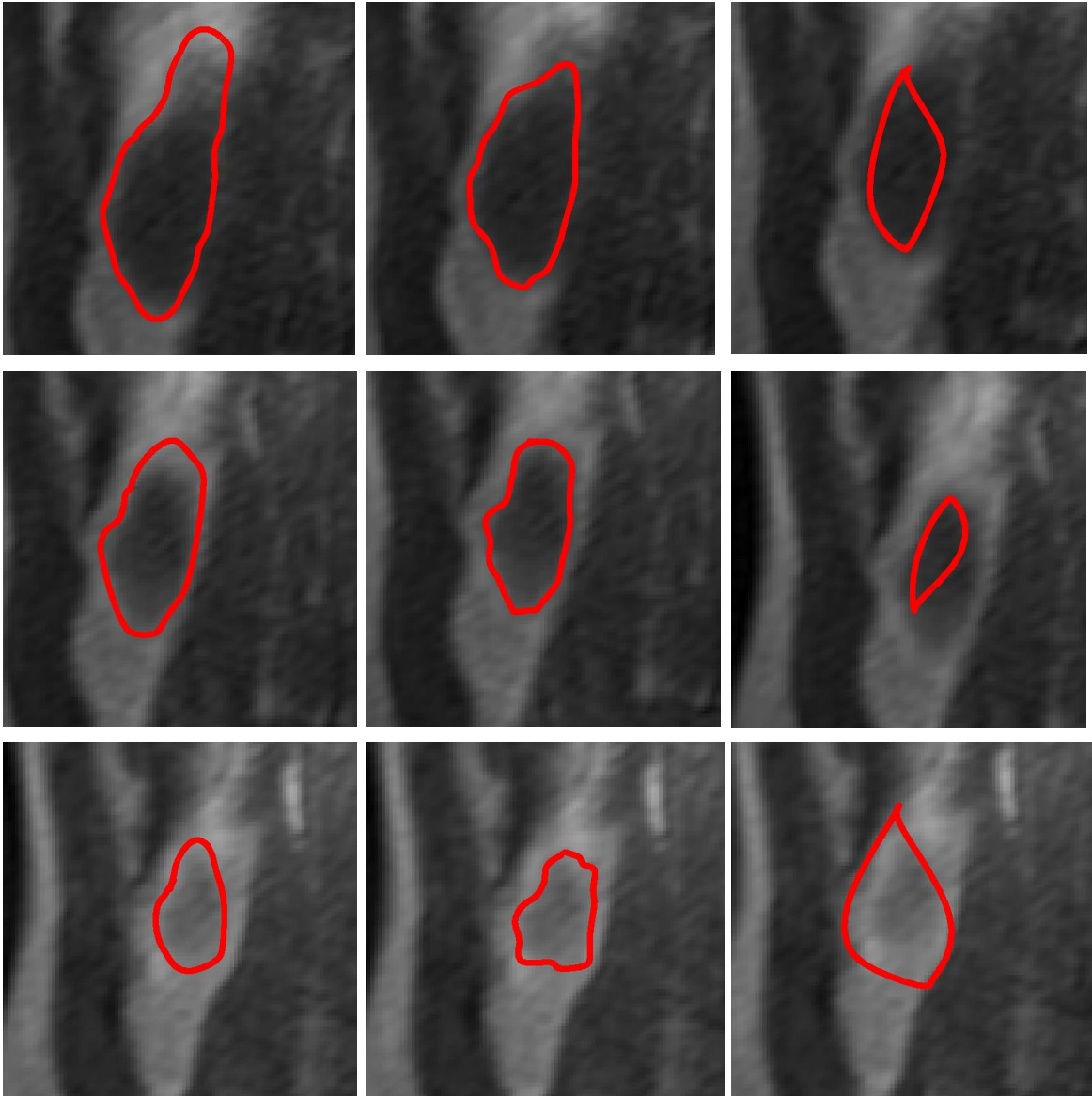
aktivní kontura Snake









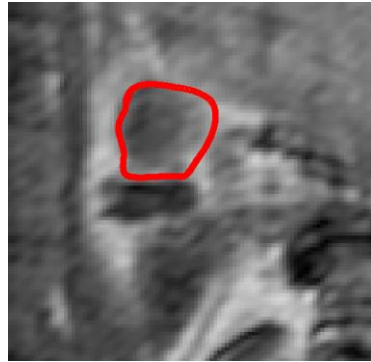


## PŘÍLOHA 2. SEGMENTACE LEVÉ LEDVINY

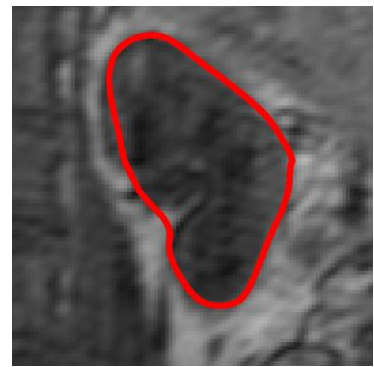
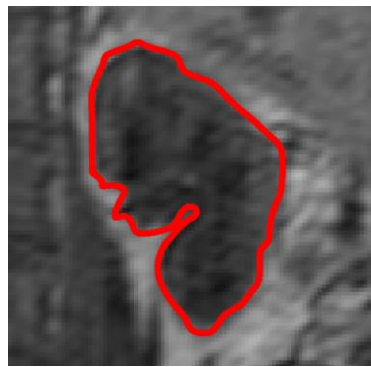
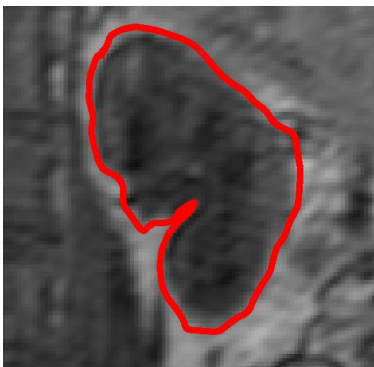
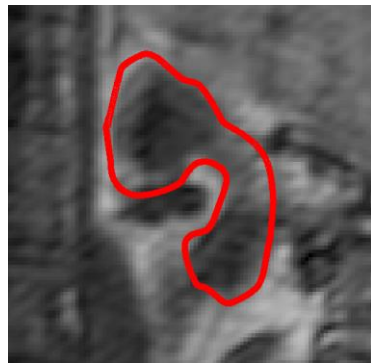
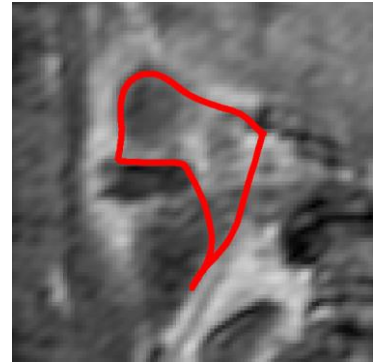
manuální segmentace 1

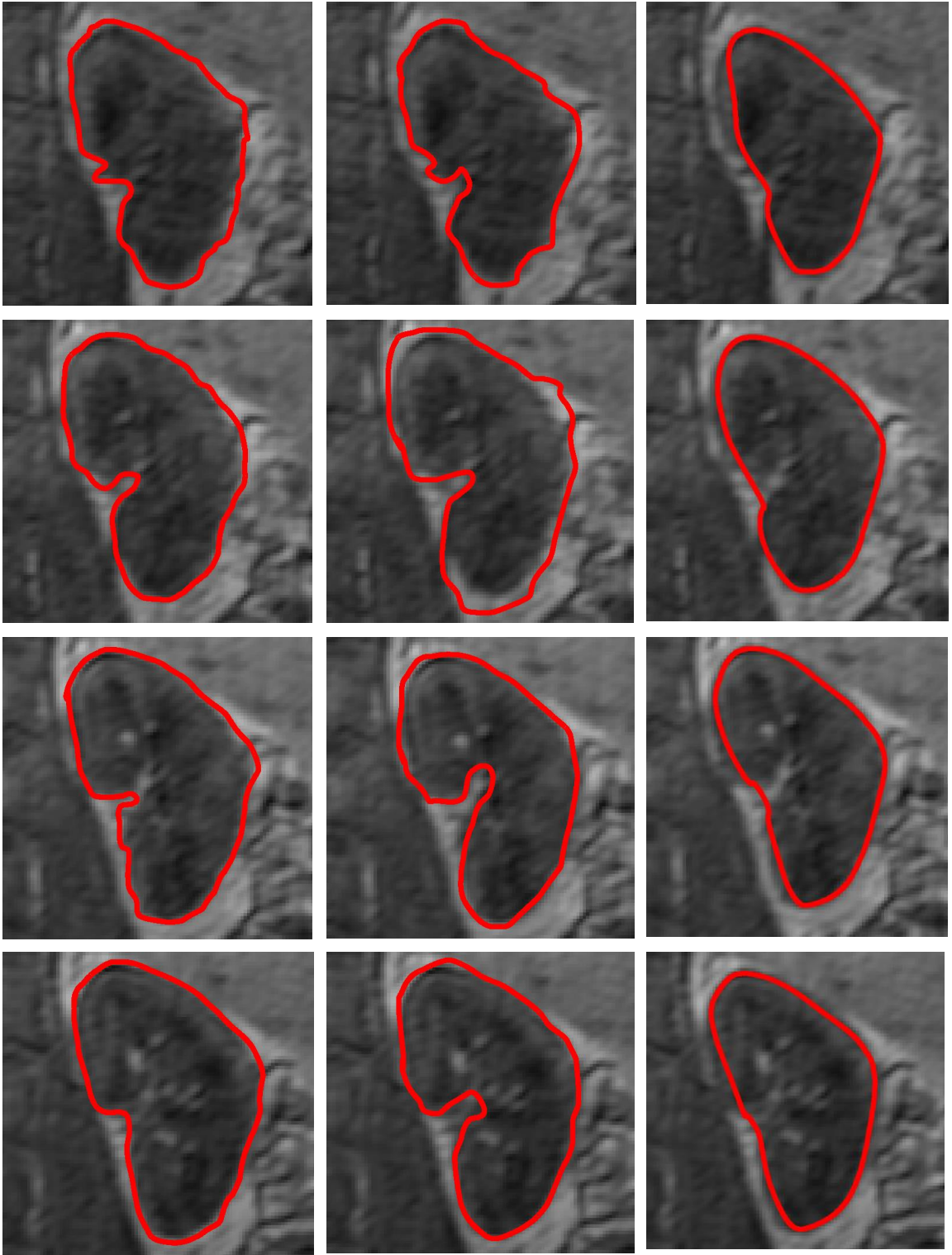


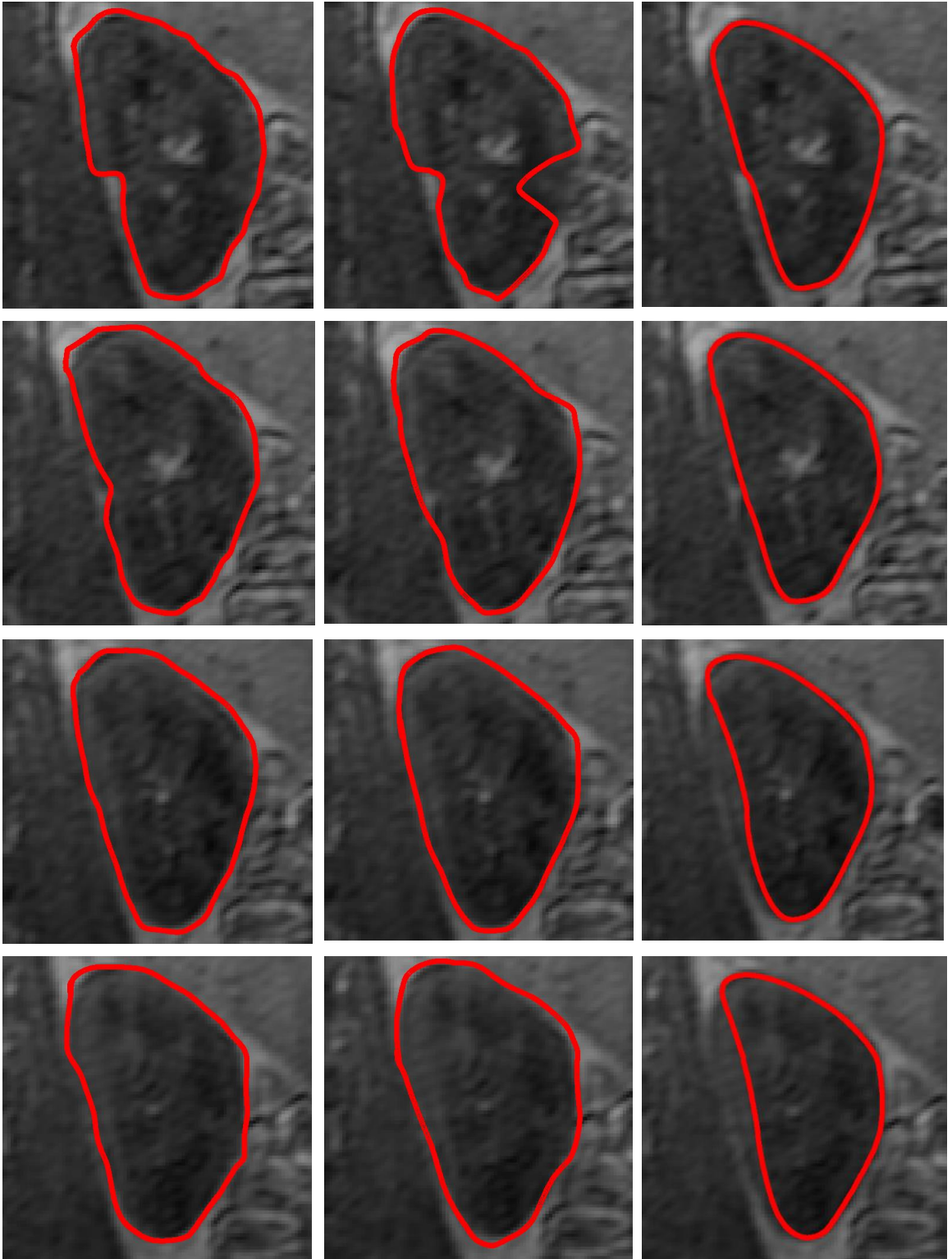
manuální segmentace 2

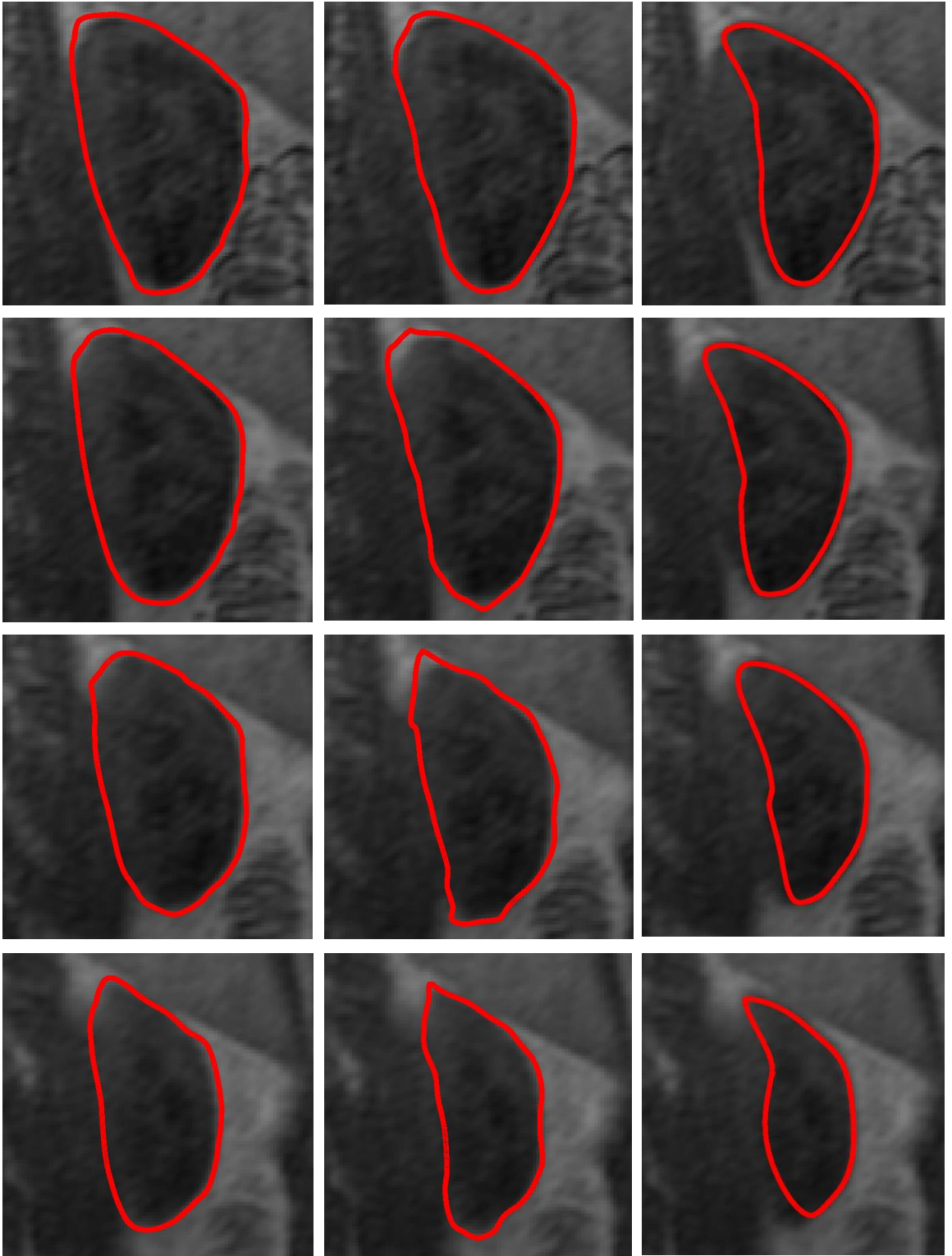


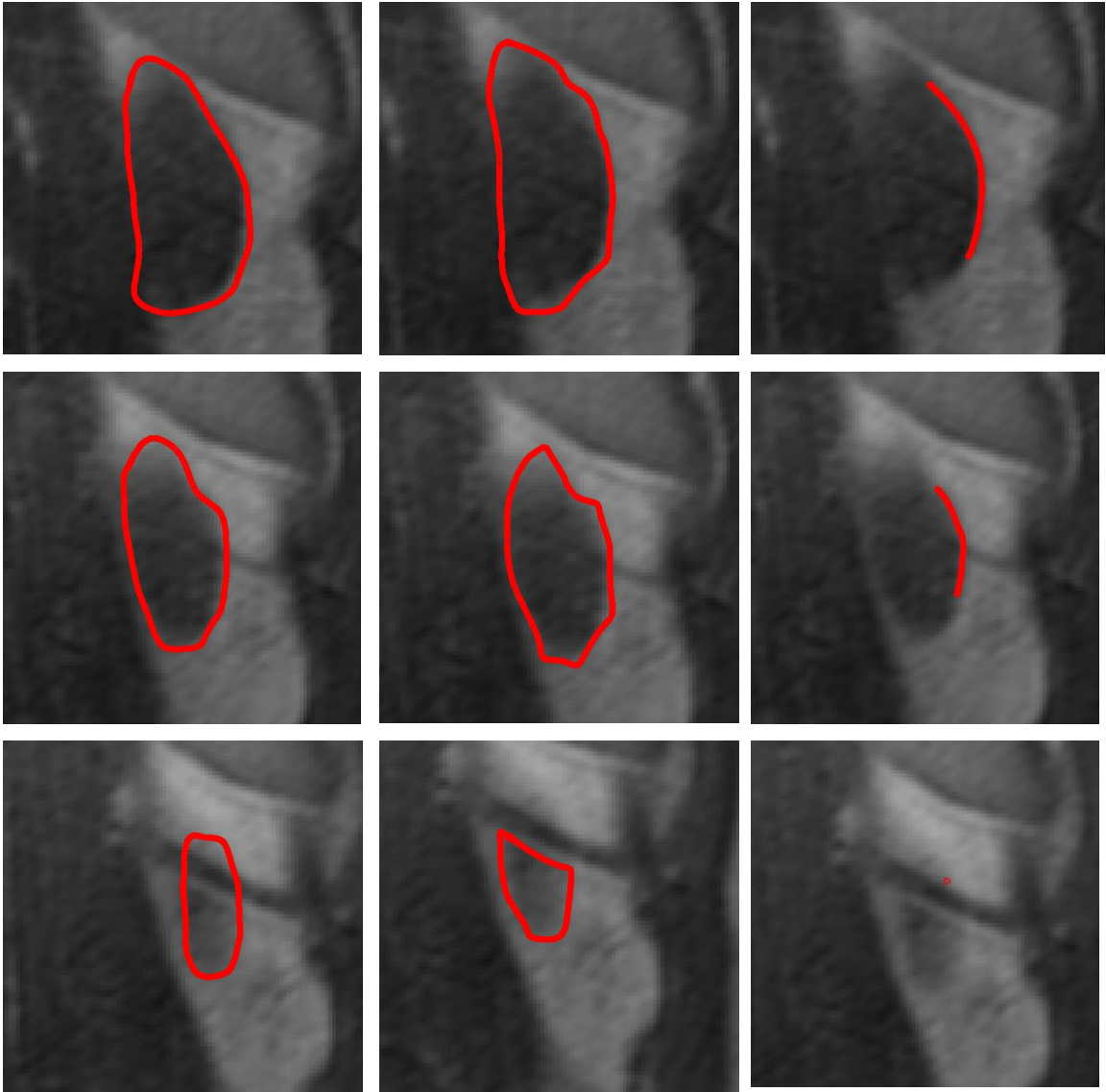
aktivní kontura Snake











## **PŘÍLOHA 3. OBSAH PŘILOŽENÉHO CD**

- Program pro segmentaci ledvin pomocí Snake
- Program pro ruční segmentaci
- Elektronická verze Diplomové práce PDF
- Výsledné kontury Snake a manuálních segmentací
- Výsledné body manuální segmentace
- Originální snímky ledvin