

## **Vývoj Metod Volumetrické Segmentace Medicínských Obrazů pro potřeby 3D tisku**

Development of Volumetric Segmentation Methods of  
Medical Images for Needs of 3D Printing

**Bc. Ondřej Sojka**

Diplomová práce

Vedoucí práce: Ing. Jan Kubíček, Ph.D

Ostrava, 2021

## **Poděkování**

Rád bych touto cestou poděkoval mému vedoucímu práce panu Ing. Janu Kubíčkoví, Ph.D. za jeho cenné rady, připomínky a odborné konzultace při vytváření této diplomové práce a za spolupráci s 3D tiskem panu Ing. Danielovi Barvíkovi.

## **Abstrakt**

Cílem diplomové práce je přiblížit problematiku volumetrické segmentace medicínských obrazů a 3D tisku. 3D tisk je v dnešní době velmi rozšířený. Ve spojení s medicínou se může jednat o velmi silnou kombinaci. Segmentace obrazu přináší schopnost rozčlenit a klasifikovat určitou zájmovou oblast obrazu z radiodiagnostických metod pro získání medicínských obrazů. Práce se zabývá výhradně segmentačními metodami aktivních kontur a Otsu metodou, které jsou testovány a simulovány v prostředí softwaru MATLAB. S problematikou 3D tisku se práce věnuje vytvoření STL souboru z výstupu segmentačních metod. Pro toto řešení je v práci vytvořené graficky uživatelské rozhraní. V další části se práce zabývá výsledným 3D tiskem segmentovaných modelů. V závěru jsou zhodnoceny všechny výsledky využitých segmentačních metod i výsledné 3D modely s jejím vizuálním srovnáním.

## **Klíčová slova**

Volumetrická segmentace, aktivní kontury, Otsu metoda, 3D tisk, 3D tiskárna, nádory, zobrazovací metody

## **Abstract**

The aim of the diploma thesis is to approach the issue of volumetric segmentation of medical images and 3D printing. 3D printing is very widespread today. In connection with medicine, it can be a very strong combination. Image segmentation brings the ability to break down and classify a certain area of interest of the image from methods for obtaining medical images. The thesis deals exclusively with segmentation methods of active contours and Otsu method, which I test and simulate in the MATLAB software environment. With the issue of 3D printing, the thesis deals with the creation of an STL file from the output of segmentation methods. A graphical user interface is created for this solution in the thesis. The resulting 3D printing of segmented models is dealt with in the next part. In the end, all the results of the segmentation method used in the thesis and the resulting 3D models with its visual comparison are evaluated.

## **Key words**

Volumetric segmentation, active contours, Otsu method, 3D printing, 3D Printer, tumors, imaging methods

# Obsah

<b>SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK</b> .....	<b>6</b>
<b>SEZNAM OBRÁZKŮ</b> .....	<b>7</b>
<b>SEZNAM TABULEK</b> .....	<b>11</b>
<b>ÚVOD</b> .....	<b>12</b>
<b>1 AKVIZICE A ZOBRAZENÍ 3D MEDICÍNSKÝCH OBRAZOVÝCH DAT</b> .....	<b>13</b>
1.1 MAGNETICKÁ REZONANCE.....	13
1.1.1 Vážený obraz T1.....	14
1.1.2 Vážený obraz T2.....	14
1.1.3 Vážený obraz PD.....	14
1.1.4 Spin-echo sekvence (SE).....	15
1.1.5 Gradient-echo sekvence (GE).....	15
1.1.6 Inversion Recovery (IR).....	15
1.1.7 STIR sekvence.....	15
1.1.8 FLAIR sekvence.....	15
1.2 VÝPOČETNÍ TOMOGRAFIE.....	16
1.2.1 Rotační metoda.....	17
1.2.2 Spirální metoda.....	18
1.2.3 Generace výpočetní tomografie.....	18
1.3 ZPRACOVÁNÍ 3D OBRAZU.....	19
<b>2 3D TISK</b> .....	<b>20</b>
2.1 DRUHY MATERIÁLU PRO 3D TISK.....	20
2.1.1 FDM/FFF.....	20
2.1.2 SLA.....	21
2.1.3 SLS.....	22
2.2 TISKOVÉ STRUNY PRO FFF 3D TISKÁRNY.....	23
2.2.1 PLA.....	23
2.2.2 PETG a ABS.....	24
2.2.3 FLEX.....	24
2.3 KOMPONENTY FFF 3D TISKÁRNY.....	24
2.4 PROCESY 3D TISKU.....	24
2.4.1 Vytvoření/Získání 3D modelu.....	24
2.4.2 Slicer.....	24
2.4.3 Samotný tisk.....	25
<b>3 SEGMENTACE MEDICÍNSKÝCH OBRAZŮ</b> .....	<b>26</b>
3.1 SEGMENTACE PRAHOVÁNÍM.....	26
3.2 DETEKCE HRAN.....	27
3.3 METODY DETEKCE HRAN ZALOŽENÉ NA ZÁKLADĚ PRVNÍ DERIVACE.....	28
3.3.1 Robertsův operátor.....	28
3.3.2 Operátor Prewittové.....	28
3.3.3 Sobelův operátor.....	28
3.3.4 Kirschův operátor.....	29
3.4 METODY DETEKCE HRAN ZALOŽENÉ NA ZÁKLADĚ DRUHÉ DERIVACE.....	29
3.4.1 Laplaceův operátor.....	29
3.4.2 Laplacián Gausiánu.....	30
3.5 SHLUKOVÁ ANALÝZA.....	30
3.6 METODY PRO NARŮSTÁNÍ OBLASTI.....	31

3.6.1	Statické kritéria.....	31
3.6.2	Dynamické kritéria.....	31
3.7	METODA PRO DĚLENÍ OBLASTÍ.....	31
3.8	AKTIVNÍ KONTURY.....	31
	Snakes.....	31
	Balloons.....	31
3.9	WATERSHED METODA.....	32
3.10	REŠERŠE VOLUMETRICKÉ SEGMENTACE.....	33
	Manuální.....	33
	Automatická.....	33
	Poloautomatická.....	33
<b>4</b>	<b>EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST DIPLOMOVÉ PRÁCE.....</b>	<b>36</b>
4.1	DATABÁZE 3D MEDICÍNSKÝCH OBRAZŮ PRO ÚČELY SEGMENTACE.....	36
4.2	ZPRACOVÁNÍ VYBRANÉ DATABÁZE.....	37
<b>5</b>	<b>IMPLEMENTACE SEGMENTAČNÍCH METOD.....</b>	<b>39</b>
5.1	SEGMENTACE AKTIVNÍMI KONTURAMI.....	39
	5.1.1 Energie, které ovlivňují křivku aktivní kontury.....	39
	5.1.2 Řídící parametry aktivních kontur.....	40
	5.1.3 Postupné kroky algoritmu.....	43
5.2	VÍCEÚROVŇOVÉ PRAHOVÁNÍ - OTSU METODA.....	49
<b>6</b>	<b>KONVERZE 3D BINÁRNÍ MATICE NA STL SOUBOR.....</b>	<b>53</b>
6.1	GRAFICKÉ UŽIVATELSKÉ ROZHŘANÍ.....	53
6.2	OVLÁDÁNÍ APLIKACE.....	53
<b>7</b>	<b>TVORBA FYZICKÝCH 3D MODELŮ.....</b>	<b>57</b>
7.1	KONVERTOVÁNÍ STL NA G-CODE.....	57
	7.1.1 Nastavení Ultimaker Cura.....	57
7.2	SYNTETICKÉ MODELY.....	59
7.3	NASTAVENÍ 3D TISKÁRNY.....	59
7.4	REÁLNÉ MODELY.....	60
	7.4.1 3D mediánový filtr.....	61
7.5	PRŮBĚH TISKU.....	63
7.6	VÝSLEDNÉ 3D MODELY.....	66
<b>8</b>	<b>EVALUACE VÝSLEDKŮ.....</b>	<b>68</b>
8.1	VYTVORENÍ 3D MODELŮ.....	68
8.2	TISK 3D MODELŮ.....	71
<b>9</b>	<b>ZÁVĚR.....</b>	<b>72</b>
	<b>LITERATURA.....</b>	<b>73</b>
	<b>SEZNAM PŘÍLOH.....</b>	<b>78</b>

## Seznam použitých symbolů a zkratk

<b>MRI</b>	Magnetická rezonance
<b>MR</b>	Magnetická rezonance
<b>CT</b>	Výpočetní tomografie
<b>FDM</b>	Fused deposition modeling
<b>FFF</b>	Fused filament fabrication
<b>SLA</b>	Stereolithography
<b>SLS</b>	Selective laser sintering
<b>PD</b>	Protonová hustota
<b>TE</b>	Time to echo
<b>TR</b>	Time to repeat
<b>HU</b>	Hounsfieldova jednotka
<b>LoG</b>	Marr-Hildrethův detektor
<b>GUI</b>	Grafické uživatelské rozhraní
<b>2D</b>	Dvojměrný
<b>3D</b>	Trojměrný
<b>ICC</b>	Korelační koeficient
<b>jpg</b>	Obrazový formát
<b>DICOM</b>	Obrazový formát
<b>mm</b>	Milimetr

## Seznam obrázků

Obrázek 1: (a) CT snímek mozku, (b) MRI snímek mozku [17].....	13
Obrázek 2: Schéma principu magnetické rezonance [1] .....	14
Obrázek 3: Vážené obrazy chrupavky, šipky označují defekt chrupavky, (a) vážený obraz T1, (b) vážený obraz T2, (c) vážený obraz PD [15] .....	15
Obrázek 4: Principy generací výpočetní tomografie, (a) první generace CT, (b) druhá generace CT, (c) třetí generace CT, (d) čtvrtá generace CT [zdroj: vlastní].....	19
Obrázek 5: FFF tiskárna Creality ender 3 Pro [18].....	20
Obrázek 6: FFF metoda 3D tisku [21] .....	21
Obrázek 7: Princip tisku SLA 3D tiskárnou [25] .....	22
Obrázek 8: SLA 3D tiskárna Creality LD-002R [18] .....	22
Obrázek 9: Princip tisku SLS 3D tiskárnou [25].....	23
Obrázek 10: Tisková struna – filament [18] .....	23
Obrázek 11: Ultimaker Cura–nastavení tisku [zdroj: vlastní] .....	25
Obrázek 12: Přidělení hodnot šedi jednotlivým pixelům [26].....	26
Obrázek 13: Segmentace prahováním, (a) původní snímek, (b) snímek po Otsu segmentaci [26] .....	27
Obrázek 14: Detektor hran, (a) skoková, (b) střežová, (c) linie, (d) zašuměná hrana [27] .....	27
Obrázek 15: (a) profil před hranou, (b) jeho první derivace, (c) jeho druhá derivace [26].....	29
Obrázek 16: Dvojměrná gaussova funkce (LoG) [26] .....	30
Obrázek 17: Watershed metoda, osa x – velikost pixelu, osa y – vzdálenost, (a) voda vyplňuje obrazový profil, (b) setkání dvou povodí–postavení hráze, (c) stavění přehrad, (d) povodí [26].....	32
Obrázek 18: Modrá – manuální segmentace, Fialová – automatická segmentace prahováním [39]...	34
Obrázek 19: Segmentace kyčelního kloubu za pomoci metod (a) 3D U-net, (b) 3D masky, (c) Detekce hran [37].....	35
Obrázek 20: Snímky mozku z Cyberknifu [zdroj: vlastní] .....	37
Obrázek 21: Snímky z magnetické rezonance prostaty [zdroj: vlastní].....	37
Obrázek 22: Snímky z magnetické rezonance prsou [zdroj: vlastní] .....	38
Obrázek 23: Snímky znázorňující zájmovou oblast v obraze, (a) Zájmová oblast prostaty, (b) Zájmová oblast nádoru prsu, (c) Zájmová oblast léze mozku, (d) Zájmová oblast léze mozku [zdroj: vlastní] ...	38
Obrázek 24: Diagram segmentační metody aktivní kontury [zdroj: vlastní] .....	41
Obrázek 25: QR kód – záznam segmentací aktivní kontury [zdroj: vlastní] .....	41
Obrázek 26: Segmentace aktivními konturami (a) vybrání počáteční kontury, (b) kontura po 50 iteracích, (c) kontura po 100 iteracích, (d)kontura po 150 iteracích, (e) kontura po 200 iteracích, (f) kontura po 250 iteracích [zdroj: vlastní] .....	42

Obrázek 27: Diagram jednotlivých postupů pro vytvoření binárního 3D modelu [zdroj: vlastní] .....	43
Obrázek 28: Originální snímky Mozku1, (a) Pátý snímek, (b) Osmý snímek, (c) Jedenáctý snímek, (d) Patnáctý snímek, (e) Osmnáctý snímek, (f) Dvacátý první snímek [zdroj: vlastní] .....	43
Obrázek 29: Zpracované snímky mozku 1 po 300 iteracích křivky aktivních kontur, znázorňující ohraničení segmentovaného objektu, (a) Pátý snímek, (b) Osmý snímek, (c) Jedenáctý snímek, (d) Patnáctý snímek, (e) Osmnáctý snímek, (f) Dvacátý první snímek [zdroj: vlastní] .....	44
Obrázek 30: Energetické mapy snímku mozku 1, (a) Pátý snímek, (b) Osmý snímek, (c) Jedenáctý snímek, (d) Patnáctý snímek, (e) Osmnáctý snímek, (f) Dvacátý první snímek [zdroj: vlastní].....	45
Obrázek 31: Binární obraz snímku mozku 1, (a) Pátý snímek, (b) Osmý snímek, (c) Jedenáctý snímek, (d) Patnáctý snímek, (e) Osmnáctý snímek, (f) Dvacátý první snímek [zdroj: vlastní] .....	45
Obrázek 32: Zobrazení binární 3D matici mozku 1 v 3D grafu [zdroj: vlastní] .....	46
Obrázek 33: Proces segmentace aktivními konturami nádoru z data setu prsa1, (a) Čtvrtý originální snímek z data setu, (b) Křivka aktivní kontury čtvrtého snímku,(c) Energetická mapa čtvrtého snímku,(d) Binární obraz čtvrtého snímku, (e) Sedmý originální snímek z data setu, (f) Křivka aktivní kontury sedmého snímku, (g) Energetická mapa sedmého snímku, (h) Binární obraz sedmého snímku, (ch) Jedenáctý originální snímek z data setu, (i) Křivka aktivní kontury jedenáctého snímku, (j) Energetická mapa jedenáctého snímku, (k) Binární obraz jedenáctého snímku, (l) Výsledná binární 3D matice data setu prsa1 [zdroj: vlastní] .....	47
Obrázek 34: Proces segmentace aktivními konturami z data setu prostata1, (a) Osmý originální snímek z data setu, (b) Křivka aktivní kontury osmého snímku,(c) Energetická mapa osmého snímku,(d) Binární obraz osmého snímku, (e) Dvacátý originální snímek z data setu, (f) Křivka aktivní kontury dvacátého snímku, (g) Energetická mapa dvacátého snímku, (h) Binární obraz dvacátého snímku, (ch) Třicátý první originální snímek z data setu, (i) Křivka aktivní kontury třicátého prvního snímku, (j) Energetická mapa třicátého prvního snímku, (k) Binární obraz třicátého prvního snímku, (l) Výsledná binární 3D data setu prostata 1 [zdroj: vlastní] .....	48
Obrázek 35: Snímek s šesti odstíny šedi (b) a jeho histogram (a) [40].....	49
Obrázek 36: Diagram Otsu metody [zdroj: vlastní] .....	50
Obrázek 37: Průběh segmentace Otsu metody (a) Snímek z MRI (b) Převedení snímku do odstínu šedi (c) Segmentový obraz [zdroj: vlastní] .....	51
Obrázek 38: Výsledný segmentovaný mozek Otsu metodou [zdroj: vlastní].....	51
Obrázek 39: Ukázka průběhu Otsu metody, (a) Originální snímek z data setu, (b) Převedení snímku do odstínu šedi, (c) Zájmová oblast snímku, (d) Výsledný segmentovaná zájmová oblast, (e) Originální snímek z data setu, (f) Převedení snímku do odstínu šedi, (g) Zájmová oblast snímku, (h) Výsledný segmentovaná zájmová oblast, (ch) Originální snímek z data setu, (i) Převedení snímku do odstínu šedi, (j) Zájmová oblast snímku, (k) Výsledný segmentovaná zájmová oblast [zdroj: vlastní] .....	52



Obrázek 40: Diagram funkce GUI [zdroj: vlastní] .....	53
Obrázek 41: Načtení 3D matice-GUI [zdroj: vlastní].....	54
Obrázek 42: Vybrání matice v GUI [zdroj: vlastní].....	54
Obrázek 43: Zobrazení načtené 3D matice-GUI [zdroj: vlastní] .....	55
Obrázek 44: Uložení 3D matice do počítače-GUI [zdroj: vlastní] .....	55
Obrázek 45: QR kód - záznam funkce GUI [zdroj: vlastní] .....	56
Obrázek 46: Diagram kroků pro úpravu STL souboru pro 3D tisk [zdroj: vlastní] .....	57
Obrázek 47: Nastavení Ultimaker Cura, (a) Načtení souboru, (b) Ukázka reálné velikosti 3D modelu, (c) Nastavení parametrů 3D tisku, (d) Převedení na .gcode [zdroj: vlastní] .....	58
Obrázek 48: Upravený 3D model pro danou 3D tiskárnu, (a) Posuvník řezů, (b) Uložení do souboru [zdroj: vlastní] .....	58
Obrázek 49: QR kód nastavení parametrů v aplikaci Cura ultimaker [zdroj: vlastní].....	59
Obrázek 50: QR kód - průběh tisku elips [zdroj: vlastní] .....	60
Obrázek 51: 3D mediánový filtr [43] .....	61
Obrázek 52: STL modely prostaty1, (a) Nativní model, (b) Model po mediánové filtraci 3 x 3 x 3 voxelů, (c) Model po mediánové filtraci 5 x 5 x 5 voxelů, (d) Model po mediánové filtraci 7 x 7 x 7 voxelů, (e) Model po mediánové filtraci 9 x 9 x 9 voxelů, (f) Model po mediánové filtraci 11 x 11 x 11 voxelů [zdroj: vlastní] .....	62
Obrázek 53: QR kód pro záznam 3D modelů před a po filtraci mediánovým filtrem [zdroj: vlastní] ...	62
Obrázek 54: QR kód time-lapse videí z průběhu tisku 3D modelů [zdroj: vlastní].....	63
Obrázek 55: Graf srovnání délky tisku s procentuální výplní modelu [zdroj: vlastní] .....	64
Obrázek 56: Graf srovnání spotřebovaného filamentu s procentuální výplní modelu [zdroj: vlastní] .	65
Obrázek 57: Graf srovnání délky tisku s tloušťkou jednotlivých vrstev [zdroj: vlastní].....	65
Obrázek 58: Nativní 3D modely prostaty (a) Prostata1, (b) Prostata3, (c) Prostata4, (d) Prostata5, [zdroj: vlastní] .....	66
Obrázek 59: 3D modely prostaty po filtraci mediánovým filtrem 5 x 5 x 5 voxelů (a) Prostata1, (b) Prostata3, (c) Prostata4, (d) Prostata5 [zdroj: vlastní] .....	66
Obrázek 60: 3D modely prostaty po filtraci mediánovým filtrem 11 x 11 x 11 voxelů (a) Prostata1, (b) Prostata3, (c) Prostata4, (d) Prostata5 [zdroj: vlastní] .....	67
Obrázek 61: Diagram průběhu vytváření fyzický 3D modelů z originálních snímků [zdroj: vlastní] .....	68
Obrázek 62: Ukázka procesu převodu binární 3D matice prostaty1 do výsledného fyzického modelu, (a) Binární 3D matice prostaty1, (b) STL model prostaty1, (c) Gcode model prostaty1, (d) Fyzický 3D model prostaty1 z 3D tiskárny Trilab deltiq 2 [zdroj: vlastní] .....	69

Obrázek 63: Ukázka procesu převodu binární 3D matice prsou1 do výsledného fyzického modelu, (a) Binární 3D matice prsa1, (b) STL model prsa1, (c) Gcode model prsa1, (d) Fyzický 3D model prsou1 z 3D tiskárny Trilab deltiq 2 [zdroj: vlastní]..... 70

Obrázek 64: Ukázka procesu převodu binární 3D matice mozku1 do výsledného fyzického modelu, (a) Binární 3D matice mozku1, (b) STL model mozku1, (c) Gcode model mozku1, (d) Fyzický 3D model mozku1 z 3D tiskárny Creality Ender 3 Pro [zdroj: vlastní]..... 70

## Seznam tabulek

Tabulka 1: Densita jednotlivých tkání[14].....	17
Tabulka 2: Databáze využitých snímků a jejich parametry [zdroj: vlastní] .....	36
Tabulka 3: Řídící parametry segmentační metody aktivní kontury [zdroj: vlastní].....	40
Tabulka 4: Nastavované řídicí parametry pro aktivní kontury[zdroj: vlastní] .....	42
Tabulka 5: Nastavitelné parametry pro 3D tiskárnu [zdroj: vlastní] .....	57
Tabulka 6: Rozměry syntetického obrazu-kvádru [zdroj: vlastní] .....	59
Tabulka 7: Nastavené parametry 3D tiskáren [zdroj: vlastní] .....	59
Tabulka 8: Parametry syntetických kvádrů pro 3D tisk [zdroj: vlastní] .....	60
Tabulka 9: Parametry syntetických elips pro 3D tisk [zdroj: vlastní].....	60
Tabulka 10: Parametry výsledných 3D modelů [zdroj: vlastní] .....	63
Tabulka 11: Délka tisku 3D modelu Prostaty3 [zdroj: vlastní].....	71

## Úvod

Diplomová práce se zabývá medicínskými obrazovými daty, které díky rozvoji medicíny a dnešní výkonné segmentační techniky, dávají prostor pro vytvoření kvalitního 3D obrazu, který je důležitým výstupem pro lékaře a jejich diagnostiku medicínských obrazů. Pro vytvoření kvalitních 3D medicínských obrazů jsou používány snímky z výpočetní tomografie nebo magnetické rezonance, jenž jsou postupným zpracováním a segmentací konstruovány do výsledného 3D obrazu. V současné době jsou velmi dobře rozvinuty metody 3D tisku, za pomoci kterých je možnost vymodelovat a vytisknout různé části těla či jeho náhrady pro zlepšení zdraví pacientů. V dnešní době je 3D tisk ve spojení s volumetrickou segmentací obrazu silným nástrojem v oblasti biomedicíny.

V první části diplomové práce je popsáno jak je získáváno za pomoci CT nebo MRI medicínské obrazy, typy vyšetřovacích metod, generace přístrojů a jejich fyzikální princip. Jak tyto medicínské obrazy jsou dále zpracovávány a využity pro 3D tisk.

Druhá kapitola je věnována výhradně 3D tisku. Mezi nejpoužívanější metody tisku se využívají tiskárny na principu FFF nebo SLA. Práce se zabývá důkladným popisem jak tyto metody fungují a jaké jsou jejich hlavní výhody a naopak nevýhody. 3D tisk je velmi rozšířený v medicínských oborech i mezi neobornou veřejností, díky velmi rostoucí popularitě a přístupným cenám.

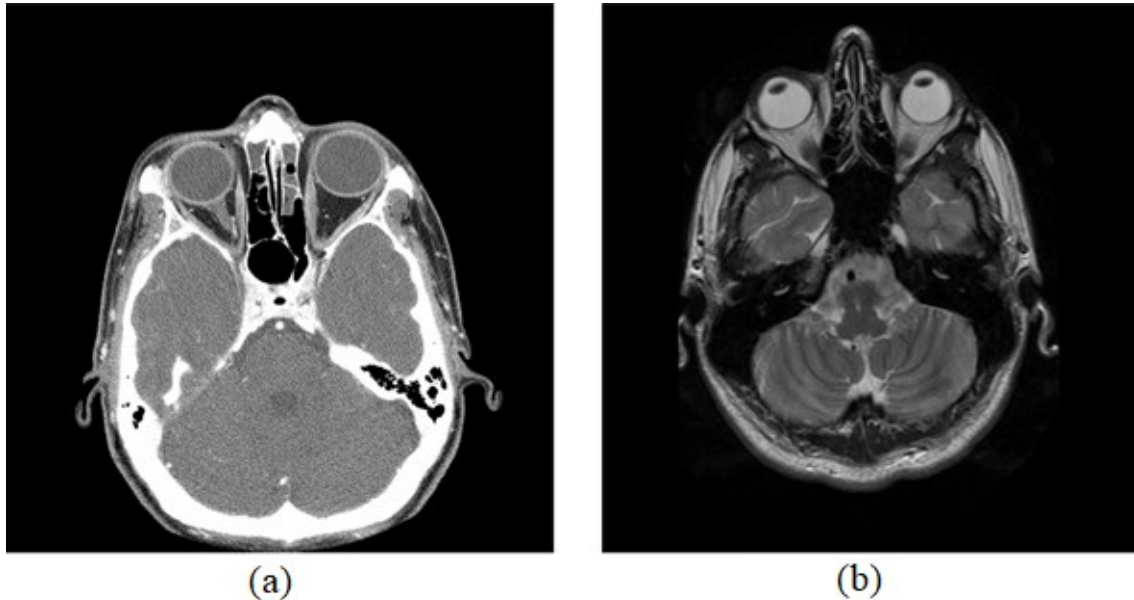
V třetí kapitole je popisována volumetrická segmentace, která je následně využita v 3D tisku, pro tisk jednotlivých modelů tkáně. Zejména se zabývá volumetrickou segmentací, která je schopna vyčlenit zájmovou oblast z obrazu. Příkladem jsou snímky léze mozku, kde jsou postupně segmentovány jednotlivé snímky, z kterých je uložen pouze region reprezentující nádor. V diplomové práci je využita segmentace aktivními konturami a Otsu metoda, jenž jsou jedním z hlavních metod pro využití zpracování medicínských obrazů. V práci jsou znázorněny hlavně segmentace nádorů a následně jsou uloženy do 3D binárních matic. V teoretické části jsou detailně popsány funkce těchto metod.

Cílem této práce je přiblížit využití 3D tisku pro medicínské obrazy. Tvorbu databáze pro toto využití je popsáno ve čtvrté kapitole diplomové práce. Jsou využity segmentační metody a za jejich pomoci jsou segmentovány z obrazu zájmové část. Detailně jsou tyto metody popisovány v páté části této diplomové práce, která obsahuje i detailní popis vnitřní struktury metod. Pro využití 3D matic k 3D tisku musí být upraven jejich formát. V šesté kapitole práce je popsáno GUI, které bylo pro toto převedení vytvořeno. Jedná se o jednoduchou aplikaci, kde budou načteny 3D matice s možností převedení do souboru STL, který je určený pro 3D tisk s možností uložení do počítače. V sedmé kapitole je popsáno jak jsou výsledné 3D modely reálných obrazů tisknuty do fyzických 3D modelů. Pro lepší kvalitu tisku jsou v této kapitole popsány možnosti nastavení tiskárny a také úpravu 3D modelů za pomoci mediálního filtru.

V poslední kapitole je věnována pozornost evaluaci výsledků, které z této diplomové práce vznikly na základě vizuálního srovnání a celkového postupu získání fyzického 3D modelů a funkčnosti algoritmu, které byly v práci použity.

## 1 Akvizice a zobrazení 3D medicínských obrazových dat

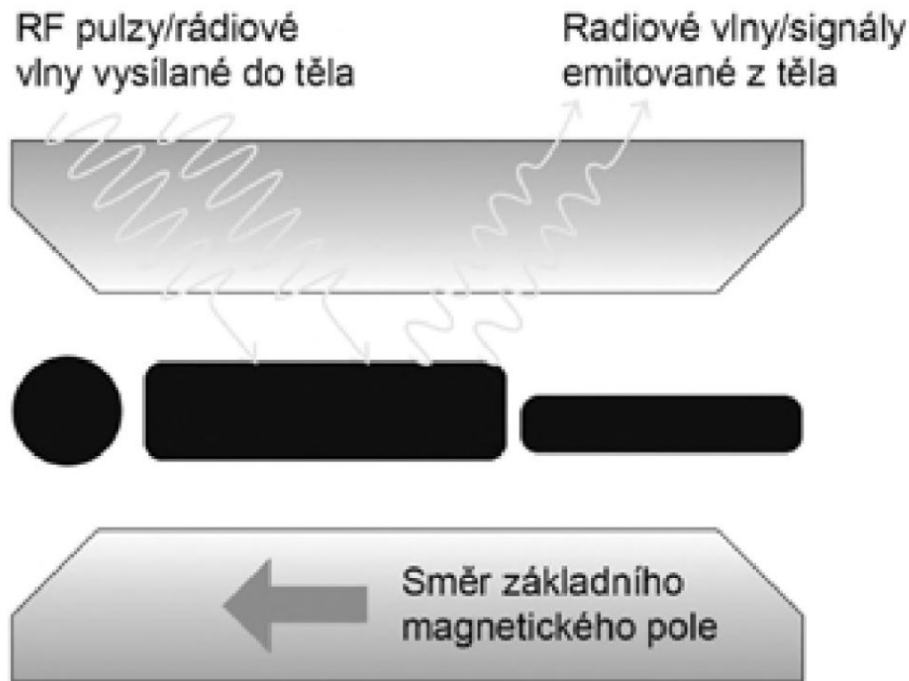
Zobrazovací formy získání medicínských obrazových dat, jsou díky svému velkému rozšíření v medicíně velmi známé. Umožňují lepší lékařskou diagnostiku různých částí lidského těla, které pomáhají k prevenci nebo léčbě nemocí. Pro 3D rekonstrukci obrazových dat lidského těla jsou používána obrazová data získaná pomocí magnetické rezonance nebo výpočetní tomografie (viz Obrázek 1).



Obrázek 1: (a) CT snímek mozku, (b) MRI snímek mozku [17].

### 1.1 Magnetická rezonance

Magnetická rezonance je mimořádně výkonná, všestranná a nejmodernější měřicí neinvazivní zobrazovací metoda. Základní struktura a principy magnetické rezonance zůstaly beze změny téměř 50 let. MR funguje na principu změny chování atomového jádra v silném magnetickém poli (0,5–3 Tesla), který je rozkmitán radiofrekvenčním pulzem v řádu MHz. Jádra atomů s lichým počtem protonů se chovají jako slabé magnety a mohou při umístění do magnetického pole přijímat i emitovat energii ve formě elektromagnetického vlnění [1] (viz Obrázek 2). Lidské tělo je složeno ze 70 % vodou, proto nejvhodnějším atomem je vodík obsahující ve svém jádře pouze jeden proton [16]. Tyto atomy umístěny v silném magnetickém poli se nechovají staticky, ale vykonávají pohyb kolem své vlastní osy, nazývaný spin. Emitované radiofrekvenční vlnění atomu je v MR zachycováno pomocí přijímacích cívek. Výsledný obraz poskytuje důsledné snímky lidského těla v tenkých vrstvách o tloušťce 1–5 mm [17]. MR patří k nejcitlivější zobrazovací metodě, kdy pacient není vystaven žádným rentgenovým paprskům, nejčastěji se MR používá k vyšetření mozku, cév nebo míchy z důvodu, že na MR nelze zachytit kosti, protože neobsahují téměř žádné zachycované atomy vodíku. Délka vyšetření trvá desítky minut [1-6,10,11].



Obrázek 2: Schéma principu magnetické rezonance [1]

Hlavním cílem zobrazování MR je vytvoření snímku s kontrastem mezi jednotlivými typy tkání s podobnou strukturou. Jas obrazu je ovlivňován faktory T1 relaxace, T2 relaxace a PD (protonová hustota) [7].

#### 1.1.1 Vážený obraz T1

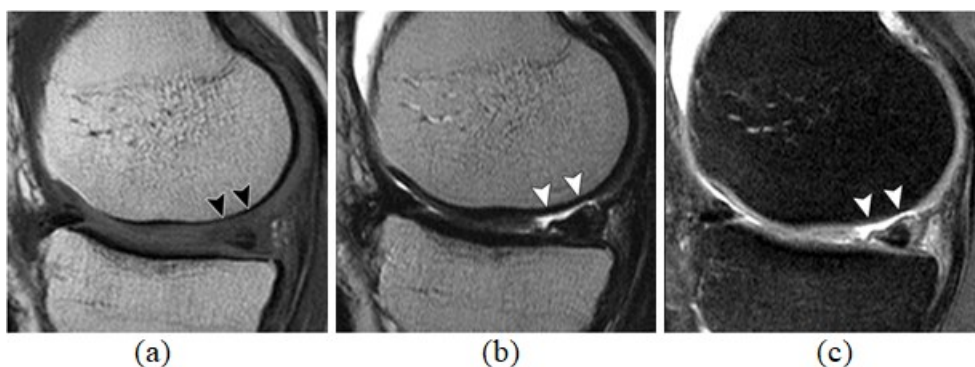
Je využíván pro zobrazování struktur chrupavky, bohužel má obraz špatný kontrast mezi povrchem chrupavky a tekutinou kloubu. Jsou špatně zobrazovány další struktury vyšetřovaného kloubu, jako například vazy v kolenním kloubu (viz Obrázek 3).

#### 1.1.2 Vážený obraz T2

Vážený obraz T2 má opačné vlastnosti než vážený obraz T1, mezi povrchem chrupavky a tekutinou kloubu je poskytován dobrý kontrast obrazu, ale špatně zobrazovány chrupavky kloubu (viz Obrázek 3).

#### 1.1.3 Vážený obraz PD

Mezi povrchem chrupavky a tekutinou kloubu je dobře zobrazován jak kontrast, tak i vnitřní struktura chrupavky (viz Obrázek 3).



Obrázek 3: Vážené obrazy chrupavky, šipky označují defekt chrupavky, (a) vážený obraz T1, (b) vážený obraz T2, (c) vážený obraz PD [15]

#### 1.1.4 Spin-echo sekvence (SE)

Pro provedení této sekvence je používán radiofrekvenční impulz, který vychyluje protony o  $90^\circ$ . V době rozfázování a vymizení příčné magnetizace je vyslán další impulz, díky kterému jsou protony vychýleny o  $180^\circ$  do antiparalelního postavení. Je využíván pouze poloviční excitační čas, který je následně sčítán do výsledného echa TE (time to echo). Přijímaný signál je označován echem, jedná se o dobu mezi jednotlivými pulzy s označením jako TR (time to repeat) [7].

#### 1.1.5 Gradient-echo sekvence (GE)

Principem rychlé sekvence je nahrazení  $90^\circ$  a  $180^\circ$  vychýlení pouze na  $10\text{--}50^\circ$ . Za pomoci gradientní cívky a jejího magnetického pole je vyskytována Larmorova frekvence pouze ve vyšetřované vrstvě, proto vyšetření netrvá jednotky minut, ale pouze jednotky sekund [7].

#### 1.1.6 Inversion Recovery (IR)

Speciální sekvence využívá vážený čas T1. Prvně je místo  $90^\circ$  pulzu použit  $180^\circ$  pulz, po uplynutí doby mezi impulzy zvanou inverzion time, je vyslán pulz  $90^\circ$ . Jsou silně potlačovány signály vody (FLAIR) nebo tuku (STIR) [7].

#### 1.1.7 STIR sekvence

Sekvence signálu tuku je potlačována, nejčastěji je využívána při zobrazování páteře a velkých kloubů. Je používána v kombinaci se sekvencí PD, pro lepší oddělení jednotlivé tkáně a chrupavek [8].

#### 1.1.8 FLAIR sekvence

Sekvence signálu vody je potlačována, je hyposignální a lze velice dobře odlišit od patologického ložiska. Metoda je využívána u diagnostiky roztroušené sklerózy mozkomíšni [8].

## 1.2 Výpočetní tomografie

Výpočetní tomografie patří mezi tomografické zobrazovací metody, kde dochází k získání medicínského obrazu za pomoci pohlcení rentgenového záření. CT je složeno z gantry a vyšetřovacího stolu. Gantry je mezikruží, kde jsou rentgenky a detektory umístěné naproti sobě a jsou otáčeny díky technologii slip ring (přenášení energii pro rentgenku a detektory pomocí klouzajících pásů) kolem pacienta v gantry, který leží na vyšetřovacím stole. Vyšetřovaná část těla je postupně prozařována rentgenkou a pomocí stovek detektorů jsou získávána data ze skenování pacienta a z nich je následně rekonstruován obraz jednotlivých vrstev. Výsledné obrázky jsou černobílé, jednotlivé struktury jsou zobrazeny ve stupni šedi podle absorbovaného rentgenového záření, kdy nejméně absorbující části jsou černé (plíce) a nejvíce absorbující části bílé (kosti). Hounsfieldovou jednotkou jsou uvedeny vypočítané hodnoty každého pixelu snímku. Pro porovnání jednotlivých struktur se používá termín denzita v rozsahu absorpce od -1024 do 3072, kde voda je rovna hodnotě 0. U CT vyšetření jsou používány pro zobrazení jednotlivých orgánů různá okénka (windows) s konkrétním nastavením denzit [1, 4, 5, 6, 10, 12].

Obraz výpočetní tomografie je založen na principu denzitometrickém principu, kdy detekčním systémem je změřen úbytek záření, který byl pohlcen mezi rentgenkou a detektorem. Následnou superprojekcí a výpočty na základě Fourierově transformace je vypočítáno celkové zeslabení záření v jednotlivých bodech prostoru. Každému voxelu obrazu je přidělena průměrná absorpce záření ve stupnici šedi. Zobrazení je dáno maticí 4 x 4. Poloha osy x je uvedena v prvním rozměru, v druhém rozměru poloha v ose y, osu z je udáván v třetím rozměru a v posledním čtvrtém rozměru je uváděna míra zeslabení záření v daném bodě (denzita) [13]. Denzita je určována v Hounsfieldových jednotkách, které udávají míru zeslabení záření v daném místě tkáně. Hodnota denzity je vypočítána jako stupeň absorpce v jednotlivých tkáních, vzhledem k absorpci záření ve vodě [14]. Rovnice pro výpočet denzity:

$$HU = \frac{\mu_{mat} - \mu_{vody}}{\mu_{vody}} \times k \quad (1.1)$$

$\mu_{mat}$  absorpční koeficient v tkáni,

$\mu_{vody}$  absorpční koeficient vody,

K smluvená konstanta 1000.

Stupnice je rozdělená na 4096° v níž se rozlišuje hodnota: denzita vody = -1000 HU, denzita kovu a kontrastních látek = 3096 HU. Každá tkáň má jinou hodnotu denzity (viz Tabulka 1).



Tabulka 1: Densita jednotlivých tkání[14]

Objekt	Densita HU
Vzduch	-1000
Tuk	-40 až -120
Voda	0
Cysta	+0 až +15
Žluč	+5 až +10
Mozkomíšní mok	+3 až +14
Starý infarkt mozku	+10 až +16
Absces – obsah	+15 až +35
Starý hematom	+18 až +40
Otok mozku	+18 až +26
Nekrózy	+19 až +25
Čerstvý infarkt mozku	+22 až +26
Metastázy	+25 až +50
Bílá hmota mozková	+25 až +32
Absces – stěna	+28 až +35
Nádory všeobecně	+30 až +50
Šedá hmota mozková	+30 až +40
Ledviny	+30 až +37
Krev v aortě	+31 až +45
Slinivka břišní	+34 až +45
Mízní uzliny	+35 až +40
Slezina	+45 až +55
Játra	+50 až +68
Čerstvý hematom	+65 až +85
Kalcifikace	nad +85
Kompaktní kost	+1000 a více

Princip tomografického zobrazení spočívá v projekci pacienta pod různými úhly, kolem pacientova těla rotují naproti sobě umístěné rentgenky a detektory záření. Trojrozměrný tomografický obraz je vytvořen řadou vedle sebe umístěných obrazů příčného řezu pacienta, který je lineárně posouván vůči rentgenkám a detektorům. Výpočetní tomografie je realizovatelná metodou rotační a metodou spirální [7, 9].

### 1.2.1 Rotační metoda

Metoda je založena na rotaci rentgenky kolem vyšetřovaného pacienta, kterou jsou vysílány rentgenové záření a na základě detektorů je snímáno utlumené rentgenové záření. Za klasifikaci různě tlumených rentgenových paprsků dochází k rekonstrukci tomografického řezu vyšetřovaného místa. Rentgenka může rotovat metodou vějířovou nebo kruhovou, pro menší náročnost detektoru u metody vějířové je před metodou kruhovou upřednostňována, obě metody jsou založeny na kruhové rotaci rentgenky vysílající rentgenové paprsky. Rozdíl mezi metodami je v uspořádání detektorů. U kruhové metody jsou detektory nacházeny po celém obvodu gantry souběžně rotující rentgenky a u vějířové metody jsou detektory uspořádaný do kruhové výseče, které je otáčen synchronně s rotující rentgenkou [12].

### 1.2.2 Spirální metoda

Metoda má namísto diskrétního procesu, proces spojitý se šroubovitým pohybem, dosažení kombinací snímaním jednou expozicí, rotačního pohybu rentgenů kolem vyšetřovacího stolu a postupným rovnoměrným posunem stolu skrze gantry. Mezi hlavní výhody spirální metody patří eliminace pohybových artefaktů způsobené tím, že pacient dýchá. Výhoda je také rekonstrukce plošného řezu v libovolném místě za pomoci interpolační metody. Výsledek je volumetrický obraz a podstatně je zkrácen čas skenování [12].

### 1.2.3 Generace výpočetní tomografie

Výpočetní tomografie je postupným vývojem rozdělena do pěti základních generací [12].

#### 1.2.3.1 První generace

70. a 80. léta – systém jedné rentgenky a jednoho detektoru, jenž rotují naproti sobě rovnoměrně v rovině řezu → jeden řez trval několik minut. Rentgenové záření bylo kolimováno do tenkého svazku (viz Obrázek 4).

#### 1.2.3.2 Druhá generace

Systém jedné rentgenky a více detektorů, bylo využíváno kombinace malé lineární translace pro každý úhel snímání. Rentgenové záření bylo kolimováno do trojúhelníku a detekováno více detektory umístěnými naproti jedné rentgenky (viz Obrázek 4).

#### 1.2.3.3 Třetí generace

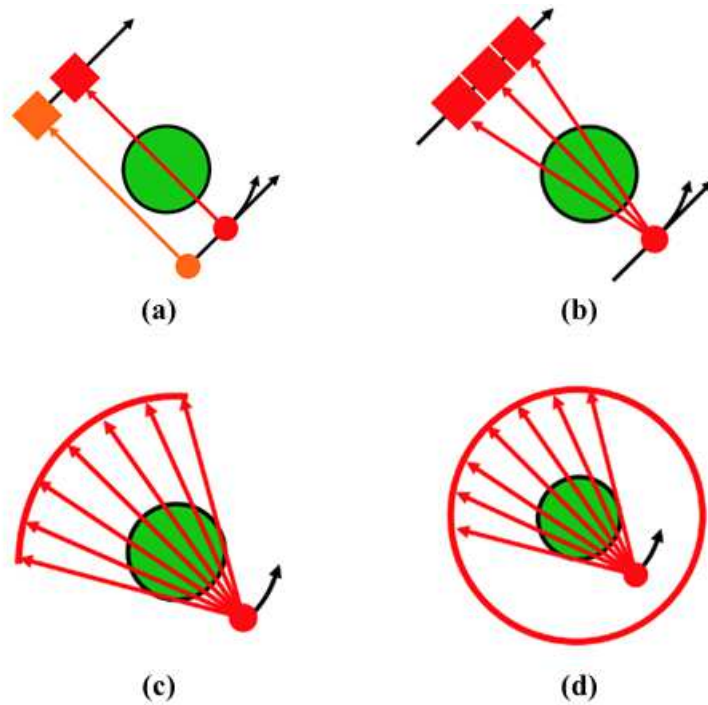
Metoda patří k nejrozšířenější mezi celotělovými CT. Rentgenové záření je kolimováno do trojúhelníku a detekováno stovkou detektorů umístěných na kruhové výseči ve více řadách pro snímání více řezů najednou (viz Obrázek 4).

#### 1.2.3.4 Čtvrtá generace

Rotační metody, rentgenové záření je kolimováno do trojúhelníku a detekováno tisíci detektory umístěných pevně v prstenci obklopující rentgenku. Je pohybováno pouze rentgenkou (viz Obrázek 4).

#### 1.2.3.5 Pátá generace

Kardiotomografie s elektronovým svazkem neobsahující rentgenku. Rentgenové záření vzniká dopadem letících elektronů na kovový terčik prstence. Záření prošlé vyšetřovaným objektem, které je umístěno uvnitř prstence je elektronicky detekováno, díky prstencovému uspořádání detektorů. Metoda je velmi rychlá, ale má velmi vysokou cenu.



Obrázek 4: Principy generací výpočetní tomografie, (a) první generace CT, (b) druhá generace CT, (c) třetí generace CT, (d) čtvrtá generace CT [zdroj: vlastní]

### 1.3 Zpracování 3D obrazu

Snímky získané za pomoci magnetické rezonance nebo výpočetní tomografie musí být dále zpracovány. Snímky jsou monolitické, tedy u více snímků nevíme, který bod spolu souvisí a tvoří společný objekt, proto se ve snímcích musí pomocí segmentace najít oblasti, které tvoří jednotlivé tkáně. Metodám segmentace je důkladně věnován třetí kapitola této diplomové práce.

## 2 3D tisk

3D tisk je automatický proces, z kterého je vytvořen fyzický model z digitálního modelu. Z počátku byl 3D tisk používán výhradně pro rychlou výrobu prototypů (takzvaný Rapid prototyping). Firmy využily možnost si svůj nově navržený výrobek vytisknout a otestovat jeho vlastnosti před velkovýrobou. V dnešní době je 3D tisk používán i při malovýrobě. Firmy vyrábějící pouze malou sérii produktů může 3D tisk vycházet levněji než náklady spojené s velkovýrobou. Žádná technologie 3D tisku není vhodná pro většinu použití, ale všechny fungují na stejném principu, kdy jsou postupně na sebe nanášeny jednotlivé plastové vrstvy. 3D technologie se dělí do neznámějších dvou kategorií, dle zpracování materiálu a jakou výslednou podobu tištěný materiál má. V celé této kapitole bylo čerpáno ze zdrojů [18-25].

### 2.1 Druhy materiálu pro 3D tisk

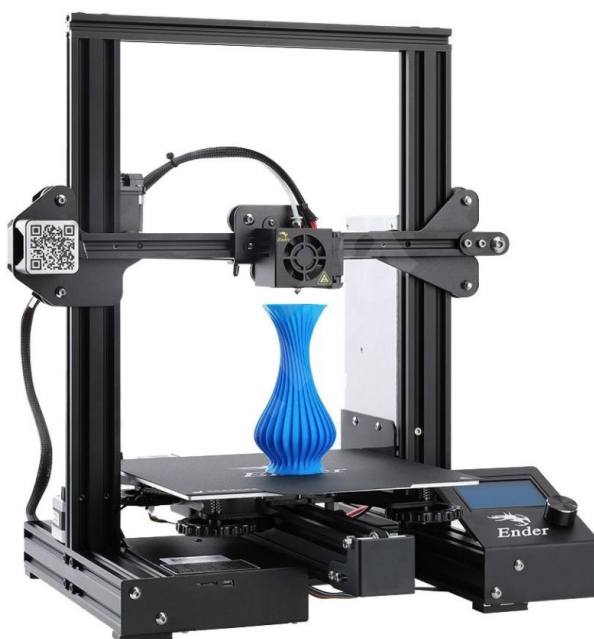
**Tisková struna** – struna je tlačena skrz rozehrátou trysku, která na podložku 3D tiskárny nanáší jednotlivé vrstvy tisknutého modelu (například FDM, FFF).

**Tekutý materiál** – pomocí světelného paprsku (UV laser) je materiál vytvrzován (například SLA).

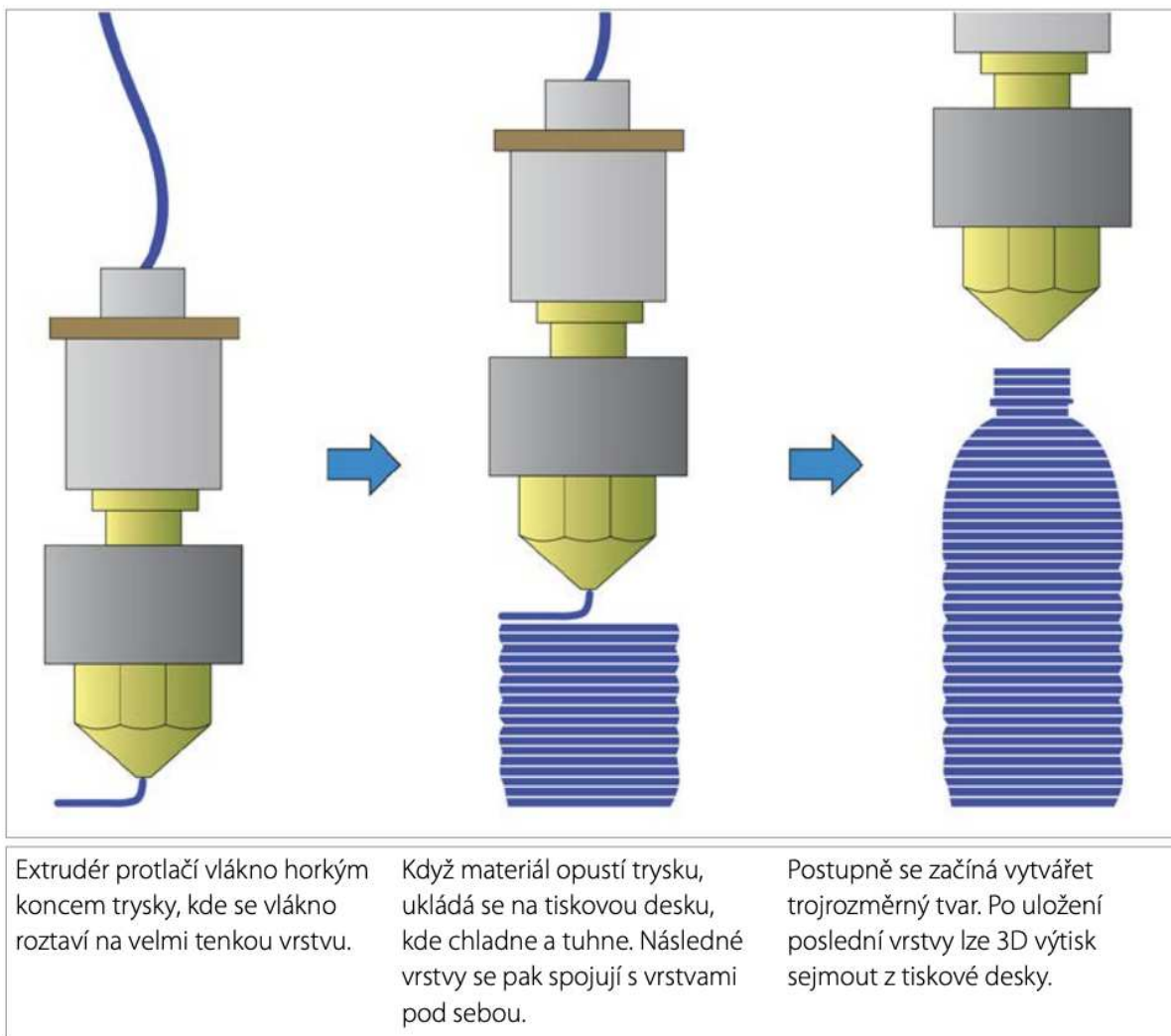
**Jemný prášek** – materiál je spékán laserem do jednotlivých vrstev tisknutého modelu (například SLS).

#### 2.1.1 FDM/FFF

Jedná se o nejrozšířenější a cenově nejdostupnější technologii současného 3D tisku (viz Obrázek 5). Stavebním materiálem je plast ve formě tiskové struny s nejčastějším průměrem 1,75mm, který je vtlačován do rozehráté trysky (nejčastěji o průměru 0,4mm), postupně nanášející jednotlivou vrstvu po vrstvě na tiskovou podložku (viz Obrázek 6).



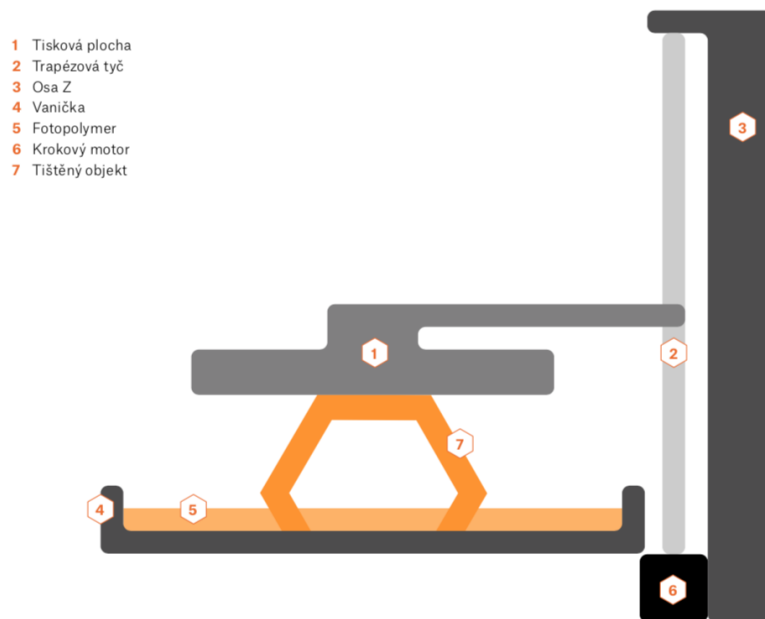
Obrázek 5: FFF tiskárna Creality ender 3 Pro [18]



Obrázek 6: FFF metoda 3D tisku [21]

### 2.1.2 SLA

Stereolitografický 3D tisk je založený na principu vytvrzování pryskyřice za pomoci světla (viz Obrázek 7). Požívaná pryskyřice je toxická, je zapotřebí se důkladně u tisku chránit, ať se pryskyřice nedostane do kontaktu s pokožkou nebo hrozí vdechnutí jejich výparů během tisku. Tisk je oproti FFF metodě detailnější, ale trvá ztateně déle a má o dost menší tiskovou plochu, proto je využíván především v medicíně nebo šperkařství. Vytisknutý model je ideálně hladký a nenesé známky vrstvení jako je tomu u tiskáren FFF, avšak model po vytištění není vhodný pro okamžité použití, protože je znečištěný pryskyřicí, která musí být za pomoci isopropylalkoholu odstraněna a dodatečně vytvrzena UV lampou (viz Obrázek 8).



Obrázek 7: Princip tisku SLA 3D tiskárnou [25]

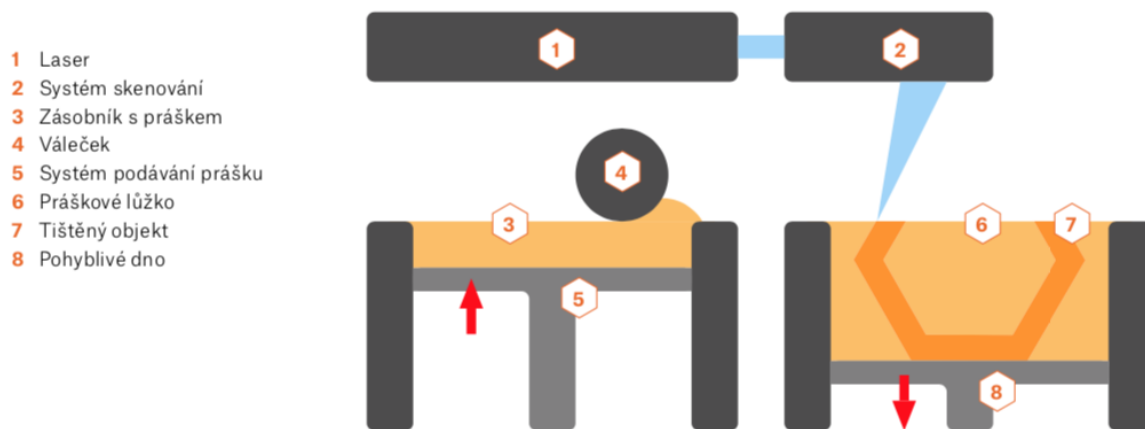


Obrázek 8: SLA 3D tiskárna Creality LD-002R [18]

### 2.1.3 SLS

3D tiskárna typu SLS nanáší během tisku vrstvu jemného prášku a ten se spéká pomocí laseru v místech, který má být součástí tištěného modelu (viz Obrázek 9). Po ukončení tisku je celý model zasypán jemným práškem. Při tvorbě dutého modelu musí být vytvářeny otvory, kterými se nežádoucí zbytek materiálu dostane z modelu pryč. Nevyužitý materiál může být využit pro další tisk.

Odpad je u této metody minimální a výsledný výtisk je bez známek vrstvení jako je to u metody SLA. SLS tiskárny jsou velmi drahé a nejsou velmi rozšířeny mezi běžnými uživateli.



Obrázek 9: Princip tisku SLS 3D tiskárnou [25]

## 2.2 Tiskové struny pro FFF 3D tiskárny

Spektrum materiálů pro tiskové struny je velmi široký. Disponuje spoustou barev s různými vlastnostmi konkrétních plastových materiálů. Pro každý typ filamentu (viz Obrázek 10) používaného u FFF tisku musí být tiskárna individuálně nastavena. Každý typ materiálu i od stejného výrobce může mít jiné vlastnosti, a proto je vždy nejlepší nastavovat teplotu podložky a trysky podle doporučení výrobcem. I tak se může stát, že výtisk není uspokojivý a musí se s nastavením tiskárny experimentovat (změna teploty, rychlost ventilátoru, rychlost tisku, průtok materiálu a dalších). Nejpoužívanějším materiálem je filament PLA, PETG.



Obrázek 10: Tisková struna – filament [18]

### 2.2.1 PLA

Materiál PLA patří k nepoužívanějším materiálům v 3D tisku. Velmi dobře se s ním tiskne a nevydává žádný zápach. Je vhodný pro detailní tisk malých modelů, protože má malou teplotní

roztlačnost, nekrouťí se, nepraská a neodlepuje. PLA je odolný pouze do 60°C, proto není vhodný do míst kde je vystaven vyšší teplotě.

### 2.2.2 PETG a ABS

Oba materiály jsou oproti PLA pružné a při mechanickém namáhání odolnější než PLA. Materiál ABS má velmi velkou teplotní roztlačnost. Má tendenci se během tisku krouťít a odlepovat. Proto jsou u tisku využívány velmi teplá místa a tiskárny se často vkládají do termo obalu, aby během tisku měl materiál dostatečné teplo a nedocházelo k jeho degradaci. Během tisku materiál ABS velmi zapáchá. PETG materiál je na tisk méně náročný jako ABS a má lesklejší povrch.

### 2.2.3 FLEX

Materiál v kategorii FLEX jsou ohebné materiály s vlastnostmi jako guma. Při mechanickém namáhání materiál nepraská a je ohebný. Náročnost tisku je přímo úměrná měkkosti filamentu. Čím je filament měkčí, tím je tisk náročnější.

## 2.3 Komponenty FFF 3D tiskárny

**Extruder** – Tisková hlava, slouží k nanášení jednotlivých vrstev na tiskovou podložku.

**Vyhříváná tisková podložka** – Deska, na kterou je tisknut 3D model. Vyhříváním disponuje, aby zamezila případnému kroucení nebo lámání modelu u materiálu s vyšší teplotní roztlačností.

**Rám** – Konstrukce 3D tiskárny, čím robustnější rám tím více omezuje vibrace a zásadně zlepšuje kvalitu tisku.

**Krokové motory** – Slouží k pohonu extruderu, tiskové podložky v 3D prostoru a podávání tiskové struny.

**Řídící jednotka** – Chod celé 3D tiskárny, čtení vstupního textového souboru, pohybování krokových motoru, ohřívání podložky a trysky extruderu.

## 2.4 Procesy 3D tisku

Celý proces tisku 3D modelu je sestaven ze tří hlavních procesů. Prvně je zapotřebí získat nebo vytvořit samotný model, který bude tištěn. Dále je třeba model připravit pro samotný tisk a posledním krokem je samotný tisk modelu.

### 2.4.1 Vytvoření/Získání 3D modelu

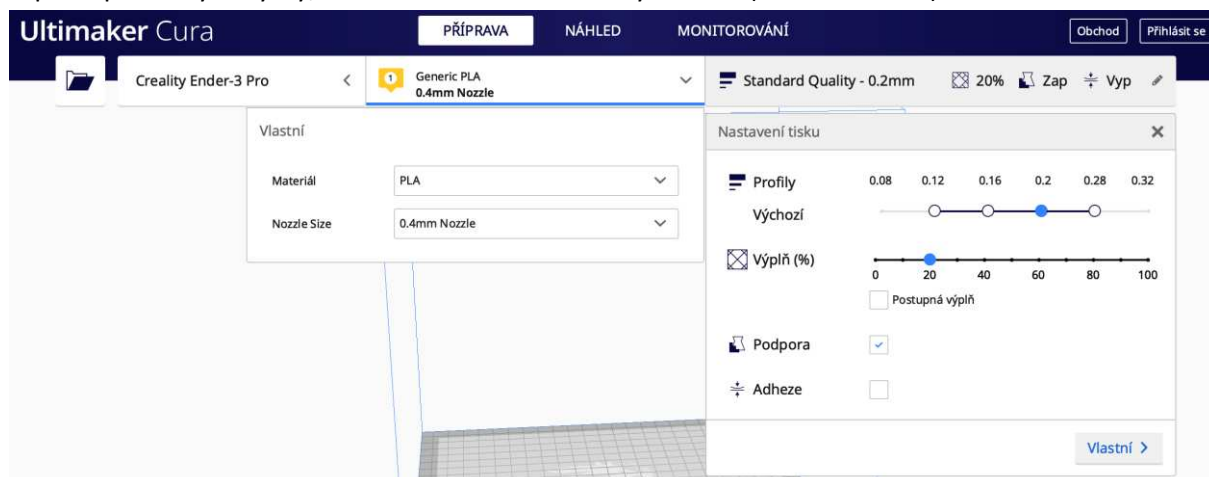
Nejjednodušším způsobem jak získat 3D model je si stáhnout už hotový model z webových stránek (například <https://www.thingiverse.com/>). Tištěný model, který není volně dostupný na internetu, musí být vymodelován v programu pro 3D modelování (například Fusion 360) nebo je fyzický objekt naskenován pomocí 3D skenerů, z kterého je počítačem vytvořen 3D model. Všechny tři možnosti budou uloženy do formátu STL. Takový formát nelze přímo vytisknout, a tak je nezbytné model pomocí softwaru (sliceru) připravit pro tisk.

### 2.4.2 Slicer

Jedná se pouze o převod 3D modelu z STL souboru do G-codu určeného pro 3D tiskárnu. Jeden z nejpoužívanějších programů pro převod modelu je Ultimaker Cura. V programu lze různě



nastavovat kvalitu, pevnost, tloušťku jednotlivých vrstev, rychlost tisku, zmenšit nebo zvětšit model, teplotu podložky a trysky, otáčet modelem v osách xyz a další (viz Obrázek 11).



Obrázek 11: Ultimaker Cura–nastavení tisku [zdroj: vlastní]

#### 2.4.2.1 Základní nastavení sliceru

**Teplota trysky a podložky** – Každý filament má jiné vlastnosti a teplotní rozsah. Teplotami jsou měněny hlavně vizuální vlastnosti výtisku. Teplota trysky je mezi 200°C až 240°C a teplota podložky mezi 60°C až 100°C.

**Výška jednotlivé vrstvy tisku** – Neboli rozlišení v ose z, čím větší je vrstva nastavená tím jsou jednotlivé vrstvy patrnější, ale doba tisku je kratší.

**Výplň** – Parametr nejvíce ovlivňující dobu tisku a spotřebovaného filamentu. Nastavit lze od 0 % (dutý model) až po 100 % (plný), pro běžné modely je využívána vyplň 20 %.

**Podpěry** – Umožňují vytisknout model, který pod sebou nemá žádnou oporu a visel by ve vzduchu. Také jsou využity u míst, které svírají s podložkou méně než 45°. Podpěry jsou koncipovány tak, aby se po vytisknutí modelu daly bez problému odlomit.

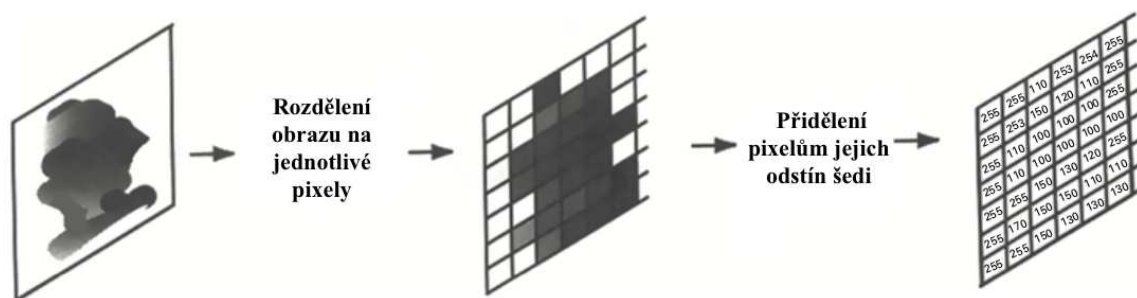
**Přemostování** – Jediná možnost jak vytisknout vrstvu do vzduchu bez podpor. Kdy je tahána vrstva mezi dvěma stejně vysokými body.

#### 2.4.3 Samotný tisk

Vymodelovaný model v souboru STL, následně převeden do G-codu, který se nejčastěji prostřednictvím SD karty nahraje do 3D tiskárny. G-code dává tiskárně jasné pokyny pro veškeré nastavení tisku. Před začátkem tisku je podložka a tryska přehřáta na požadovanou teplotu a poté je tištěn nahraný model.

### 3 Segmentace medicínských obrazů

Segmentace obrazu patří mezi nejdůležitější a také nejsložitější metody analýzy obrazu. Metody segmentace jsou používány pro rozdělení obrazu do částí skládající se z pixelů. Segmentace je použita především pro zpracování medicínských snímků například z výpočetní tomografie nebo magnetické rezonance. Nejstarší a nejjednodušší metoda segmentace je manuální, která je zároveň nejnamáhavější. Díky rozvoji výpočetní technologie se od manuální segmentace opouští a jsou používány spíše poloautomatické nebo automatické metody. Obrazová data mají své digitální hodnoty, tvořená pravidelnou maticí čísel uspořádaná do řádků a sloupců. Každý obrazový bod nese informaci o hodnotě barvy a jasu každého pixelu. Pro důkladné popsání obrazu je nejčastěji používán souřadnicový systém—sloupec, řádek (pixel, line), který označuje přesné umístění daného pixelu v obrazu (viz Obrázek 12). U barevných obrazů je každý pixel poskládán ze základních barev RGB (červená, zelená, modrá). U černobílého obrazu je každému pixelu přidělena hodnota šedi (viz Obrázek 12) od 0 (černá) do 255 (bílá). Mezi nejvíce používané segmentační metody patří prahování, detekce hran, shluková analýza, metody pro narůstání a zmenšování oblasti, aktivní kontury a watershed metoda. Výběr segmentace závisí na vlastnostech obrazu [26].



Obrázek 12: Přidělení hodnot šedi jednotlivým pixelům [26]

#### 3.1 Segmentace prahováním

Prahování je jedna z nejjednodušších a nejstarších metod segmentace obrazu. Metoda hodnotí jasovou velikost každého pixelu. U víceúrovňového obrazu se určí jasový práh pro získání obrazu binárního. Všechny pixely, které budou mít hodnotu jasu stejnou nebo větší než práh získá hodnotu 1 a pixely s jasovou hodnotou menší než práh získá hodnotu 0. Tímto se vytvoří binární obraz s oddělenými důležitými oblastmi od pozadí obrazu (viz Obrázek 13).

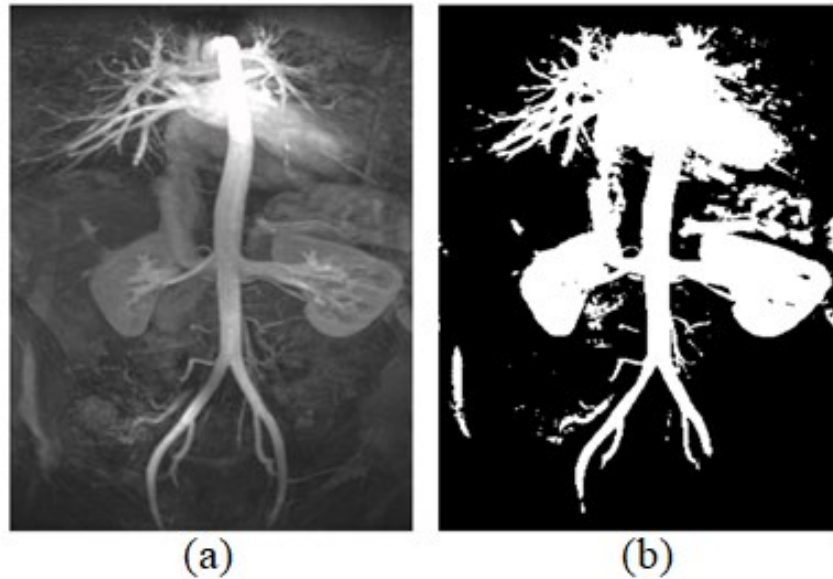
Prahovou segmentaci lze vyjádřit vztahem:

$$g(x, y) = \begin{cases} 0, & \text{pro } f(x, y) \geq T \\ 1, & \text{pro } f(x, y) < T \end{cases} \quad (3.1)$$

g – výstupní obraz

f – vstupní obraz

T – jasový práh

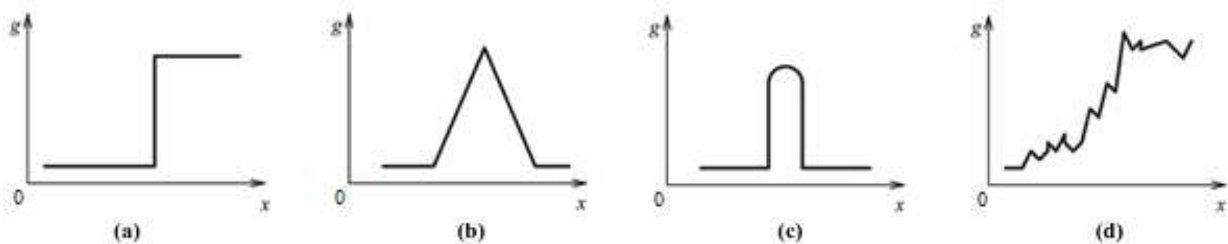


Obrázek 13: Segmentace prahováním, (a) původní snímek, (b) snímek po Otsu segmentaci [26]

U této metody je důležitý výběr prahu, který je nejčastěji určován za pomoci histogramu, aby došlo k co nejlepšímu rozdělení pixelů. Pro automatické určení prahu je základní metodou zvolení minimální hodnoty funkce mezi dvěma dostatečně vzdálenými maximy. Pixely jsou za pomoci segmentace rozděleny do dvou tříd. S větší intenzitou a s intenzitou menší než je nastavená prahová hodnota. Mezi metody prahování se řadí i metoda Otsu, optimální hodnota prahu je vyhledávaná automaticky pomocí histogramu. Cílem je najít hodnotu prahu, která nejlépe oddělí pozadí od popředí obrazu [26, 27].

### 3.2 Detekce hran

Hrana je náhlá změna obrazové funkce. Principem detektorů hran je rozdělení objektů na základě jejich hran, čili oblastí kde dochází k náhlé změně jasu mezi sousedními pixely, kde detekují hrany podle jejich tvaru (skokové, střežové, tenkou linii a zašuměné viz Obrázek 14). Metodou segmentace jsou využívány některé gradientní filtry. Segmentace pomocí hranové detekce není přesná při větším šumu v obrazu, protože detektory mohou zaznamenat falešné hrany, proto je tato metoda nepoužívána pro celkovou segmentaci, ale jen jako doplnění složitějších segmentačních metod. Hranových detektorů existuje celá řada. Jsou primárně rozděleny na metody, které využívají první nebo druhou derivaci jasové funkce. Matematicky jsou maxima a minima hledány jako hrany prvních parciálních derivací nebo místa, kde prochází nulou druhá parciální derivace [26-28].



Obrázek 14: Detektor hran, (a) skoková, (b) střežová, (c) linie, (d) zašuměná hrana [27]

### 3.3 Metody detekce hran založené na základě první derivace

Absolutní hodnota u první derivace má vysokou hodnotu průběhu jasu v místě hrany, která je popisována intenzitou kontur v určitém bodě. V homogenních oblastech obrazu nedochází ke skokové změně. Její první derivace se rovná nule. Metody jsou známy jako gradientní, kde gradient udává změnu funkce, jako vektor daný dvěma složkami (velikostí a směrem). Velikost je úměrná velikosti gradientu, ke kterému je hrana vždy kolmá. Hranové operátory se dají vyjádřit za pomoci konvolučního jádra, které jsou využívány pro výpočet gradientu [26, 27, 29, 30].

Velikost gradientu je daná vztahem:

$$|\nabla g(i,j)| = \sqrt{\left(\frac{\partial g}{\partial x}\right)^2 + \left(\frac{\partial g}{\partial y}\right)^2} \quad (3.2)$$

Směr gradientu je dán vztahem :

$$\psi = \arctan\left(\frac{\frac{\partial g}{\partial y}}{\frac{\partial g}{\partial x}}\right) \quad (3.3)$$

$\arctan(x, y)$  - úhel mezi souřadnou osou x a vektorem k bodu(x, y)

#### 3.3.1 Robertsův operátor

Jedná se o jeden z nejstarších a nejjednodušších operátorů. Používá princip výpočtu diference ve dvou po sobě kolmých diagonálních směrech s maskou  $2 \times 2$ , z důvodu využití malého množství pixelu pro výpočet gradientu je citlivý a málo odolný vůči šumu. Hrany jsou detekovány pod sklonem  $45^\circ$ .

$$h = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & -1 \end{bmatrix} \quad h = \begin{bmatrix} 1 & 1 \\ -1 & 0 \end{bmatrix}$$

#### 3.3.2 Operátor Prewittové

Aproximací první derivací je vytvořeno osm masek pro osm směrů, z kterých je odhadnut gradient a následně je vybrána maska s nejvyšším modulem gradientu (například  $3 \times 3$ ,  $5 \times 5$ ). Derivace je počítána ve směrech os x, y průměrem, pro lepší redukci šumu. K výpočtu velikosti hrany v bodě (x, y) je využita hodnota obrazové funkce ve všech okolních pixelech.

$$h = \begin{bmatrix} 1 & 0 & -1 \\ 1 & 0 & -1 \\ 1 & 0 & -1 \end{bmatrix} \quad h = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 0 \\ 1 & 0 & -1 \\ 0 & -1 & -1 \end{bmatrix} \quad h = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -1 & -1 \end{bmatrix}$$

#### 3.3.3 Sobelův operátor

Využití má nejčastěji k detekci horizontálních a vertikálních hran. Oproti operátoru Prewittovému, je aplikován pro výpočet derivací vážený průměr

$$h = \begin{bmatrix} 1 & 0 & -1 \\ 2 & 0 & -2 \\ 1 & 0 & -1 \end{bmatrix} \quad h = \begin{bmatrix} 2 & 1 & 0 \\ 1 & 0 & -1 \\ 0 & -1 & -2 \end{bmatrix} \quad h = \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{bmatrix}$$

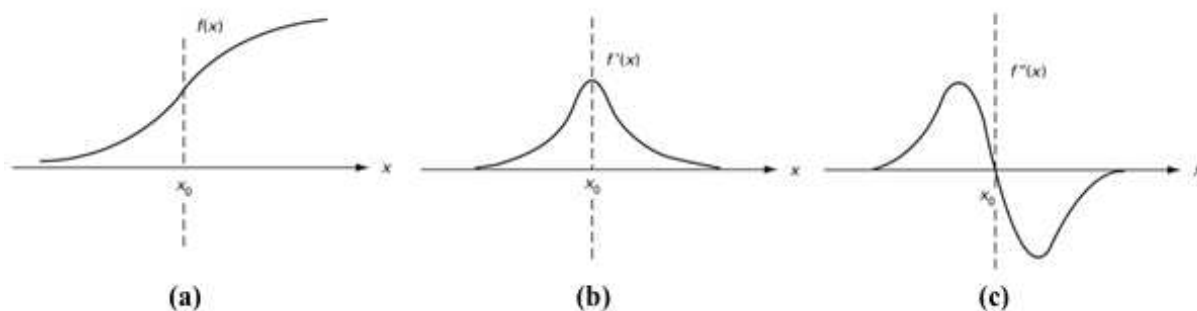
### 3.3.4 Kirschův operátor

Za pomoci aproximace první derivace je vypočten gradient. Maximální hodnota derivace odpovídá velikosti hrany.

$$h = \begin{bmatrix} 3 & 3 & -5 \\ 3 & 0 & -5 \\ 3 & 3 & -5 \end{bmatrix} \quad h = \begin{bmatrix} 3 & 3 & 3 \\ 3 & 0 & -5 \\ 3 & -5 & -5 \end{bmatrix} \quad h = \begin{bmatrix} 3 & 3 & 3 \\ 3 & 0 & 3 \\ -5 & -5 & -5 \end{bmatrix}$$

## 3.4 Metody detekce hran založené na základě druhé derivace

Hrany lze najít i za pomoci druhé derivace, když dochází k maximu první derivace protíná druhá derivace nulovou hodnotu. Metody druhé derivace jsou přesnější než metody derivace první, díky strmosti přechodu. Metody druhé derivace jsou nazývány zero-crossing, bohužel tyto metody jsou velmi náchylné na parazitní šum (viz Obrázek 15) [26, 27, 29, 30].



Obrázek 15: (a) profil před hranou, (b) jeho první derivace, (c) jeho druhá derivace [26]

### 3.4.1 Laplaceův operátor

Druhá derivace je operátorem aproximována a využívána hlavně k ostření obrazu, díky detekci oblastí s vysokými frekvencemi a výpočetní nenáročností. Jedná se o skalární součin, využíván v případě, že je nezbytné detekovat pouze hranu, poněvadž neudává směr, ale pouze velikost hrany.

Vztah pro Laplaceův operátor:

$$\nabla^2 f(x, y) = \frac{\partial^2 f(x, y)}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 f(x, y)}{\partial y^2} \quad (3.4)$$

Tvar konvoluční masky:

$$h = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 1 & -4 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \quad h = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & -8 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}$$

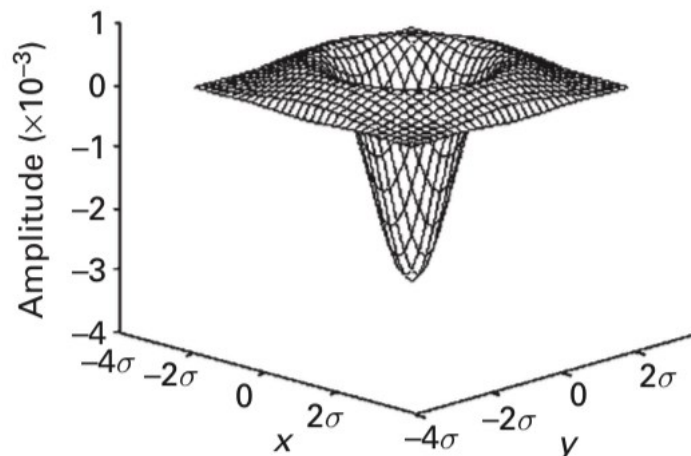
### 3.4.2 Laplacián Gaussiánu

Pro přesnější výsledky s redukcí šumu je před použitím Laplaciánu aplikován vyhlazující filtr ve tvaru Gaussovy křivky. Tento detektor se také nazývá Marr-Hildrethův a je označován zkratkou LoG. Operátorem jsou vyhlazovány příliš ostré tvary. Nevýhoda nastává při příliš velkém zaoblení rohů.

Tvar konvoluční masky:

$$h = \begin{bmatrix} 0 & 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & -1 & -2 & -1 & 0 \\ -1 & -2 & 16 & -2 & -1 \\ 0 & -1 & -2 & -1 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

Díky svému tvaru masky může být nazýván jako mexický klobouk (Viz Obrázek 16)



Obrázek 16: Dvojměrná gaussova funkce (LoG) [26]

### 3.5 Shluková analýza

Shluková analýza je založena na detekci a rozdělení souboru neoznačených prvků, podle výsledků měření prováděného pro každý pixel. Pixely jsou zastoupeny jako vektory, které obsahují naměřené výsledky a tím jsou popsány jejich vlastnosti (jas, střední hodnotu jasu okolních pixelů, rozptyl, a jiné). Shlukování je řazeno mezi průzkumnou analýzu dat, tedy uživatel nemusí mít parametrické informace výsledné analýzy. Shluková analýza má uplatnění v mnoha oblastech jako lékařství, statistika, ale hlavně segmentace obrazu. Metody shlukové analýzy lze rozdělit na hierarchické a nehierarchické metody [26-28, 30, 31].

### 3.6 Metody pro narůstání oblasti

Metoda patří mezi konceptuálně nejjednodušší regionem orientovanou metodu, která je založena na seskupování pixelů s podobným jasnem, jenž vytvoří segmentovanou oblast a postupně ji rozšiřuje. Pixely lze vybrat manuálně na základě předchozích znalostí nebo automaticky po předchozí analýze. Kolem vybraného bodu jsou v okolí porovnávány sousední pixely, pokud vyhovují kritériím, přidají se k segmentu. Rozhodovací kritéria jsou rozdělena na statické a dynamické:

#### 3.6.1 Statické kritéria

Testovaný parametr je nejčastěji jas nového pixelu, který se porovnává s původně zadaným pixelem.

#### 3.6.2 Dynamické kritéria

Testovaný parametr nového pixelu může být testován s posledním přidaným pixelem, díky této metodě je provedena segmentace i v mírně nehomogenním prostředí. Regiony se společnými znaky jsou slučovány s cílem vytvoření co největší oblasti. Metoda nefunguje optimálně když je v obrazu šum. Je využíván pro primární porozumění obrazu, nikoli pro finální segmentaci.

### 3.7 Metoda pro dělení oblastí

Tato metoda je opakem metody pro narůstání oblasti. Obraz je brán jako jedna velká oblast, z kterého jsou postupně vytvářeny homogenní menší oblasti a nezávislé oblasti. Je určeno kritérium homogenity, jaké musí pixely v segmentech mít, aby byl segment homogenní, pokud segment nespĺňuje kritérium, je rozdělen na menší oblast. Toto je opakováno, dokud nejsou splněné kritéria. Na konci jsou spojeny všechny podobné sousední oblasti. U metody vznikají jen pravoúhlé tvary, které omezují přesnost tvaru originálních struktur [26-28, 30].

### 3.8 Aktivní kontury

Metoda aktivní kontury může být chápána jako pokročilejší detekce hran. Do obrazu je manuálně uvnitř objektu vkládána křivka, kterou algoritmus deformuje než přilne k hraně objektu. K tomu jsou využity vnitřní a vnější síly. Vnitřními silami je křivka hladká a vnějšími silami je tvarována kontura k hranám objektu v obraze.

Metoda má několik variant:

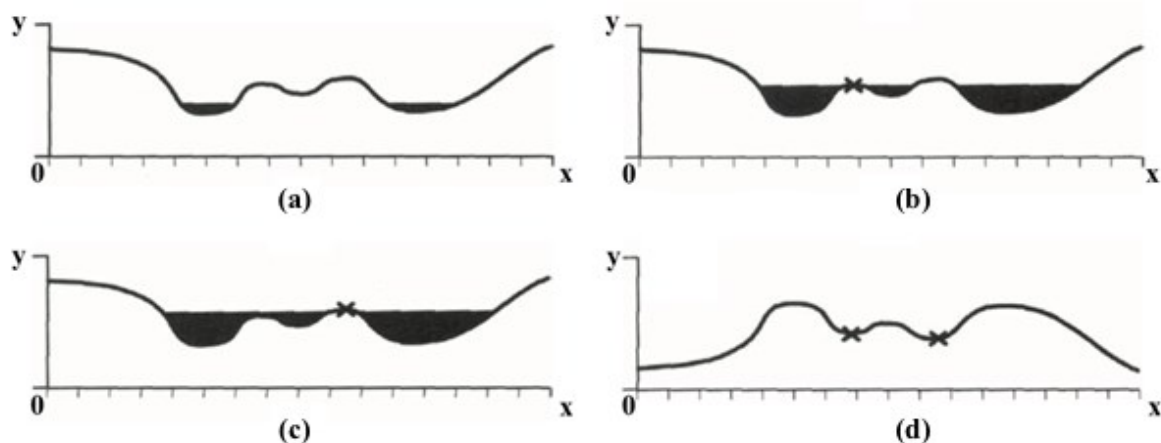
**Snakes** – V překladu hadi, kolem objektu je umístěná kontura, která je postupně zmenšována, dokud nekopíruje hrany objektu.

**Balloons** – V překladu balónky, kontura je vytvářena uvnitř objektu a postupně je jako balónek „nafukována“, dokud nekopíruje hrany objektu.

Tyto dvě metody jsou vhodné i pro složité tvary, metody jsou odolné proti šumu i nehomogenitám v obrazech, nevýhodou je rychlost a nedokonalé přilnutí k zlomům hranic v objektu a nutnost manuálního nastavení parametrů, umístění a počátečního tvaru křivky [26-28, 31].

### 3.9 Watershed metoda

Metoda takzvaného rozvodí je založená na podobném principu jako metoda pro dělení oblastí. Nejčastěji je aplikována pro extrahování oblasti nádoru z obrazu mozku pořízeného magnetickou rezonancí. Jedná se o hybridní metodu jehož algoritmus je jako povodí, které je postupně od lokálních minim zaplavován vodou do chvíle než bude slita s hladinou vody s dalším povodím, metoda vytváří hráz. Aby k tomu nemohlo dojít tak segmentace se ukončí jakmile se dostane hladina vody do své maximální hodnoty. Hráze udávají hranice mezi jednotlivými segmenty. Výsledkem jsou oblasti povodí, oddělené hrázemi (viz Obrázek 17). Metoda v zašumělých obrazech nefunguje ideálně a vytvoří velký počet povodí, tedy velmi přesegmentovaný obraz. Metoda je velmi citlivá na šum v obrazu, citlivost lze řešit předzpracováním obrazu (potlačení šumu). Mozkové nádorové buňky mají hodně proteinové tekutiny, která má velmi vysokou intenzitu, díky které je tato metoda efektivnější než ostatní metody [26-28].



Obrázek 17: Watershed metoda, osa  $x$  – velikost pixelu, osa  $y$  – vzdálenost, (a) voda vyplňuje obrazový profil, (b) setkání dvou povodí–postavení hráze, (c) stavění přehrady, (d) povodí [26]



### 3.10 Rešerše volumetrické segmentace

Rešeršní část práce je zaměřená na metody volumetrických segmentačních metod, které byly použity na medicínské data. Segmentačních metod s využitím na zpracování medicínské data je mnoho fungujících na různých principech a přístupu k datům. Z tohoto důvodu není možné určit nejlepší metodu pro využití k segmentaci konkrétních medicínských dat. U každých dat může být účinnější jiný algoritmus (například robustnější vůči šumu nebo artefaktům) [38].

Segmentační algoritmy dělíme podle míry interakce s uživatelem na:

**Manuální:** uživatelem je určena hranice struktury. Metoda je velmi náročná na čas a v dnešní době není příliš využívána

**Automatická:** algoritmus je schopen označit hranice struktury sám, ale ne vždy tak efektivně jak by si uživatel představoval.

**Poloautomatická:** Kombinuje výhody manuálního a automatického použití. Segmentaci provádí pod kontrolou uživatele sám algoritmus.

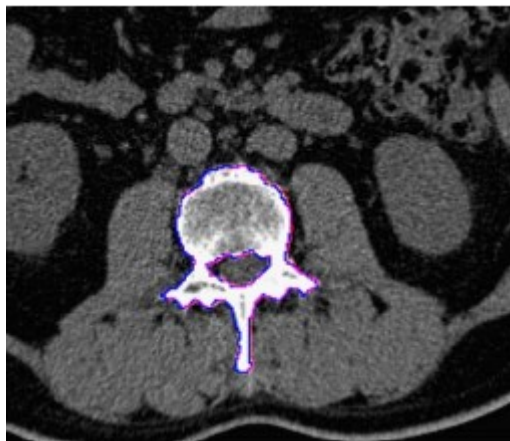
Z tohoto vyplývá, že neexistuje nejlepší univerzální metoda segmentace a je nezbytné pro získání optimálních výsledků vybrat nejlepší segmentaci nebo kombinaci segmentačních metod. V následném textu je rešerše a porovnání využitých segmentačních metod článků, které se věnují volumetrické segmentaci.

Tomografické sekvence biomedicínských obrazů je běžně používána k dosažení trojrozměrné vizualizace lidské anatomie. V prvním článku se autoři Santarelli et al. [32] zabývali návrhem a porovnáním metod objemové interpolace obrazu, ke zvýšení axiálního rozlišení tomografických sekvencí pro dosažení rafinované 3D rekonstrukce. Metody jsou založeny na interpolaci kompenzovaných pohybů. Výkon navrhovaných metod je kvantitativně hodnocen pomocí sekvencí se simulovaným nízkým axiálním rozlišením získaným decimací sekvencí standardní počítačové tomografie s vysokým rozlišením. Navrhované interpolační metody jsou zaměřovány na pixelové techniky, které jsou v odborné literatuře často označovány také jako metody pohybově kompenzovaná interpolace snímků. Výsledky experimentu byly na závěr porovnány s jinou literaturou a ukazují, že navrhované metody umožňují efektivní interpolaci řezů a že dosažitelné 3D modely jasně těží ze zvýšeného axiálního rozlišení.

U trojrozměrných medicínských dat se velmi často objevuje velmi úzké místo k segmentaci. Proto segmentační metodu aktivních kontur, konkrétně metodu Balloons byly využity autory Tek et al. [33]. Kontura segmentační metody byla vytvořena uvnitř objektu. Hrany objektu byly postupně se zvětšující balónek dokonale kopírovány. Základní tvary segmentovaných útvarů byly díky této metodě autory konkrétně popsány. Tato stejná metoda byla také využita autory Lorigo et al. [34], se zaměřením na automatickou segmentaci aktivních kontur na snímky z magnetické rezonance kolene. Ve své práci je zmíněno, že díky této metodě byli schopni zachytit nepravidelné tvary a tvarové deformace nalezené v anatomických strukturách. Byl implementovaný 3D model aktivních kontur na realistické data z CT a MRI. Metoda balónků nabízela vyšší stupeň automatické metody i možnost interakce s uživatelem, což z této metody vytváří nástroj pro řadu 3D lékařských aplikací. Díky dalším autorům Way et al. [35] byly zkoumány také na základě metod aktivních kontur

CT snímků plicních uzlin. Byl využíván plně automatický systém, aby segmentoval uzliny z okolí strukturovaného pozadí a extrahoval obrazové prvky pro následnou klasifikaci. U této studie bylo použito celkem 96 snímků plicních uzlin z nichž bylo 44 snímků maligních a 52 benigních celkem od 58 pacientů. Ze segmentovaných snímků vyplynulo, že využití segmentace aktivních kontur pro 3D modely bylo účinnější a klasifikované oblasti měly větší objem než oblasti, které byly navrženy radiology za pomoci vizuálního posouzení hranic uzlin.

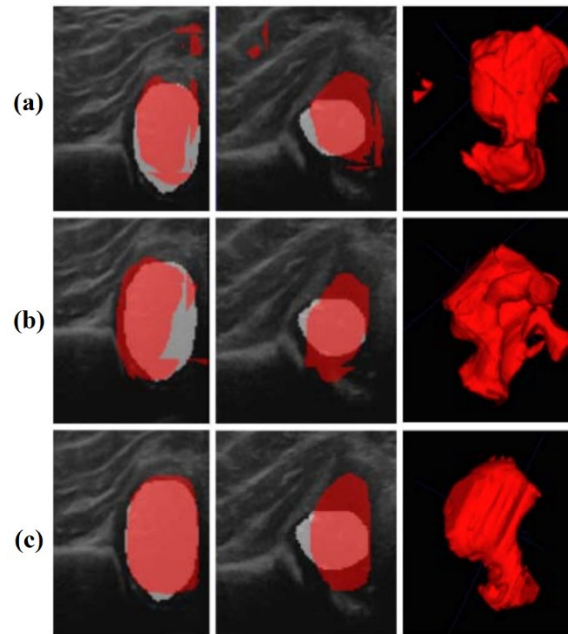
Vzhledem k pokroku v získávání a analýze lékařských obrazů autory Parmar et al. [36] byla využita volumetrická segmentace ke kvalifikování nádorů. V místech, kde je manuální vymezení oblasti časově náročné a náchylné k odchylce mezi pozorovateli, se ukázalo, že poloautomatické metody jsou rychlé a snižují také odchylky mezi pozorovateli. V této práci byla použita poloautomatická volumetrická segmentace, za pomoci volně dostupného programu 3D-Slicer, který provádí segmentaci za pomoci metody prahování. Bylo využito 56 černobílých 3D obrazů z počítačové tomografie, kde byly segmentovány nádory na základě jejich intenzity, tvaru a struktury. Takto segmentované obrazy byly porovnány s pěti nezávislými lékaři využívající pouze manuální segmentaci. Vlastnosti extrahované z poloautomatické segmentace, měly významně vyšší reprodukovatelnost ( $ICC=0,85$ ), oproti manuální segmentaci ( $ICC=0,77$ ). Tyto výsledky ukázaly, že poloautomatické segmentované objemy nádoru za pomoci 3D-Sliceru poskytují lepší alternativu k manuálnímu vymezení, protože poskytují lepší reprodukovatelnější zobrazení. Také Autoři ZHANG et al. [39] využili tuto metodu segmentace na snímky přesně vymezené páteře od ostatních kostí a orgánů. Byla využita plně automatická rychlá segmentace prahování a výsledky byly porovnány s manuální segmentací. Průměrný objem segmentované části páteře byl za pomoci manuální metody  $14,1 \text{ cm}^3$  (v rozmezí  $10,8 - 17 \text{ cm}^3$ ). Tyto objemy byly o něco menší než plně automatickou metodou prahování, který v průměru byl  $14,5 \text{ cm}^3$  (v rozmezí  $11 - 17,7 \text{ cm}^3$ ). Automatická metoda, byla oproti manuální mnohem rychlejší a přesnější (viz Obrázek 18).



Obrázek 18: Modrá – manuální segmentace, Fialová – automatická segmentace prahováním [39]

Segmentace je při analýze lékařského obrazu nezbytná k identifikaci struktur, které jsou pro nás v oblasti zájmu, jako jsou orgány nebo nádory. Navzdory četným přístupům navrženým v posledním desetiletí je to i nadále náročný problém, poněvadž lékařské obrazy jsou komplexní a zřídka mají jednoduchou lineární podobu. Autoři Tang et al. [37] zkoumali dysplázii kyčelního kloubu

u kojenců. Tato vyšetření byla provedena za pomoci ultrazvukových obrazů. Autoři využili 3D segmentaci za pomoci metody detekce hran kyčelního kloubu. Segmentace kyčle je důležitým úkonem, kterým se autoři v práci věnují. Bylo využito celkem 19 trojrozměrných obrazů kojenců ve věku 4-111 dnů. Na rozdíl od jiných segmentačních metod (3D maska, 3D U-net) byla účinnost detekce zvýšena a snížilo se narušení okolních částí (viz Obrázek 19).



Obrázek 19: Segmentace kyčelního kloubu za pomoci metod (a) 3D U-net, (b) 3D masky, (c) Detekce hran [37]

## 4 Experimentální část diplomové práce

Záměrem této části práce je otestování algoritmů volumetrické segmentace pro účely 3D tisku, jelikož je segmentačních metod spousta, byly k realizaci praktické části využity metody aktivních kontur a Otsu metoda. V experimentální části je řešeno vybrání správných medicínských obrazu pro použití těchto metod, jejich detailní popis, funkčnost a jak jsou v diplomové práci využívány. Testování je prováděno v MATLABu a předchází mu několik níže v kapitolách popsaných fází. Následně jsou na výsledky implementovány funkce pro převedení výsledku pro účely 3D tisku. Pro nativní snímky je využito filtrování 3D mediánovým filtrem, pro zlepšení výsledků a snížení náročnosti pro tisk. Výstupem práce jsou fyzické 3D modely zájmových oblastí využitých data setů.

### 4.1 Databáze 3D medicínských obrazů pro účely segmentace

Následující kapitola je věnována tvorbě databáze medicínských obrazů pro co nejlepší výsledky segmentace. V této diplomové práci jsou seskupeny medicínské obrazy z magnetické rezonance, výpočetní tomografie a Cyberknifu. Pro výsledné 3D modely je nutný pečlivý výběr medicínských dat. Jsou využity datové sady medicínských obrazů prostat, nádoru prsu nebo léze mozku. V Tabulka 2 jsou uvedeny veškeré informace k jednotlivým sadám snímků.

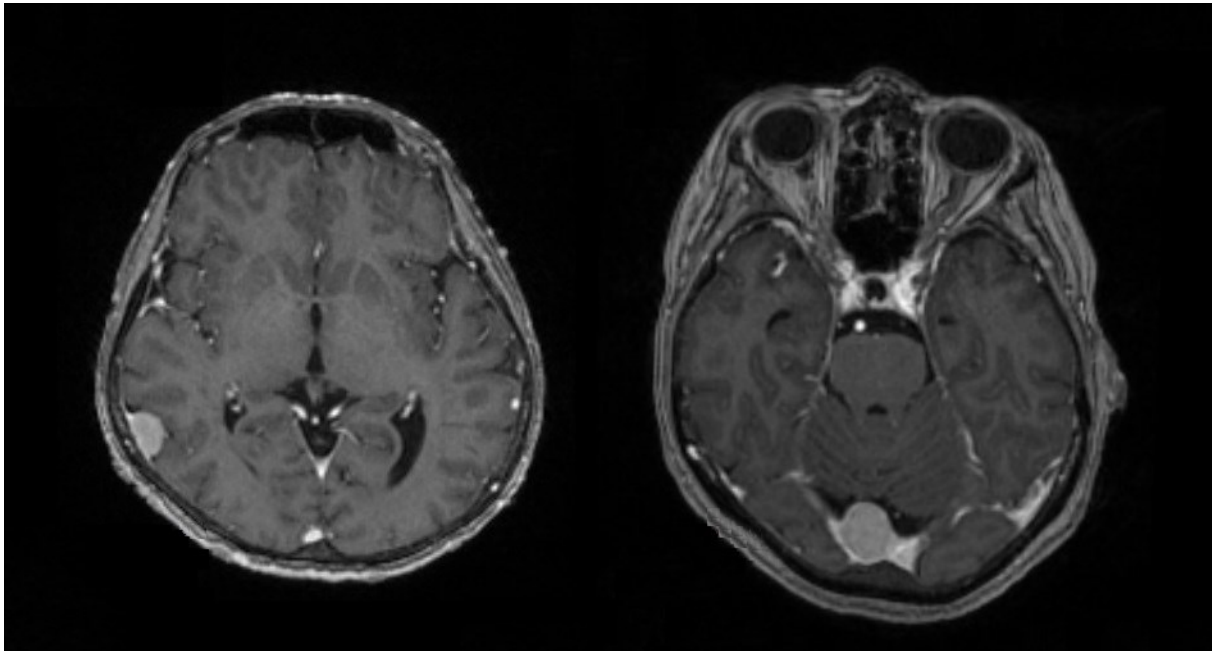
Tabulka 2: Databáze využitých snímků a jejich parametry [zdroj: vlastní]

Oblast snímku	Zobrazovací metoda	Počet snímků	Formát	Rozlišení (px)	Bitová hloubka
Prostata1	CT	35	DICOM	512x512	16
Prostata2	CT	33	DICOM	512x512	16
Prostata3	MR	40	DICOM	512x512	16
Prostata4	MR	40	DICOM	512x512	16
Prostata5	CT	40	DICOM	512x512	16
Mozek1	CyberKnife	22	jpg	512x512	8
Mozek2	CyberKnife	13	jpg	512x512	8
Mozek3	CyberKnife	15	jpg	512x512	8
Mozek4	MR	7	DICOM	512x512	16
Mozek5	MR	16	DICOM	512x512	16
Prsa1	MR	13	DICOM	288x288	16
Prsa2	MR	19	DICOM	288x288	16
Prsa3	MR	17	DICOM	288x288	16
Prsa4	MR	9	DICOM	288x288	16
Prsa5	MR	32	DICOM	288x288	16
Cely_mozek	MR	137	DICOM	724x426	16

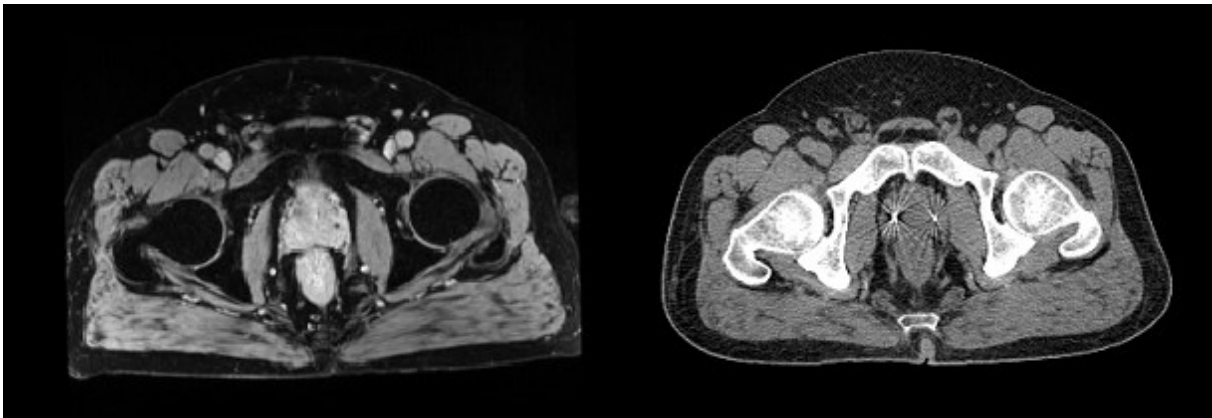
K testování pro segmentační metodu aktivních kontur bylo využito 15 sad snímků. Pět sad prostat, pět sad léze mozku a pět sad nádoru prsu. Pro testování víceúrovňového prahování byla využita databáze jednoho pacienta, od kterého bylo vybráno 137 snímků pro Otsu metodu.

## 4.2 Zpracování vybrané databáze

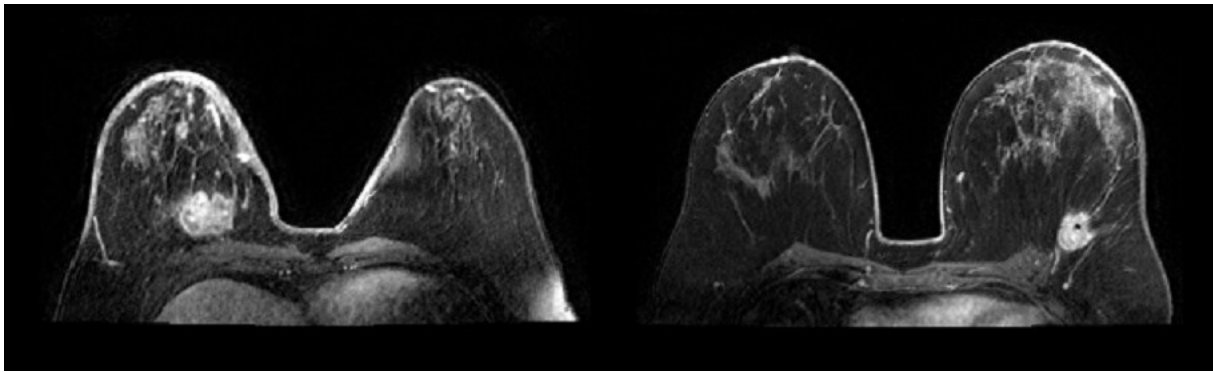
Databáze snímků byla zpracována za pomoci MATLABu. Nativní data byla převedena na monochromatický formát, tudíž převedení obrazu z barevné škály na stupně šedi za pomoci odstranění informací o sytosti a odstínu. Jednotlivé snímky ze sady jsou následně uloženy do 3D matice, se kterou pak algoritmus dále pracuje. Ukázkou snímku, které jsou využívány lze vidět na Obrázek 20, Obrázek 21 a Obrázek 22, znázorňují ukázkové snímky mozku, prostaty a prsou.



Obrázek 20: Snímky mozku z Cyberknifu [zdroj: vlastní]

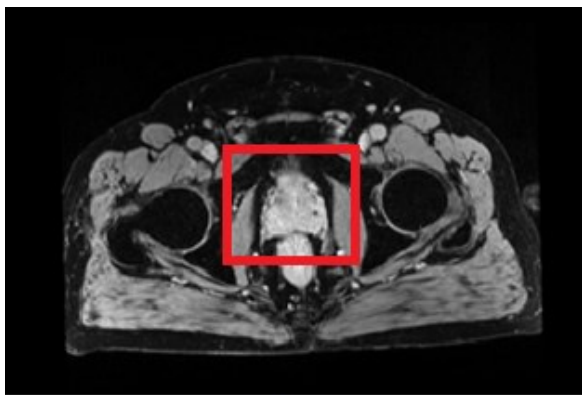


Obrázek 21: Snímky z magnetické rezonance prostaty [zdroj: vlastní]

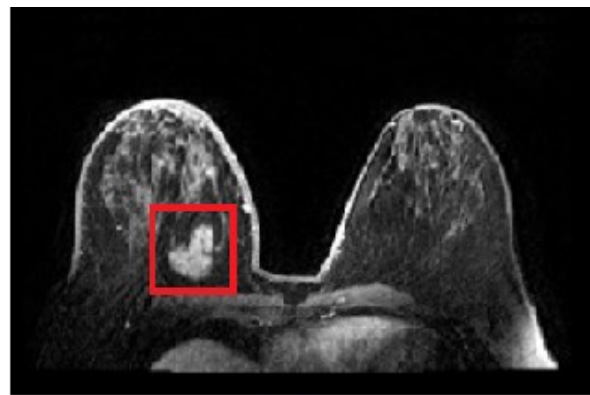


Obrázek 22: Snímky z magnetické rezonance prsou [zdroj: vlastní]

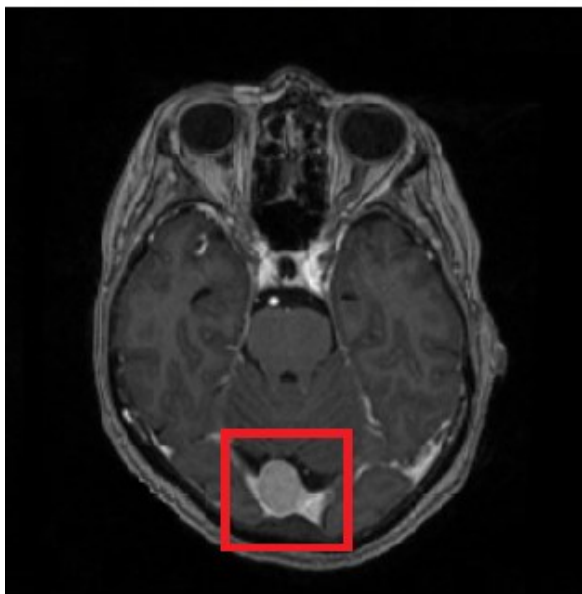
Na Obrázek 23 lze vidět červeně ohraničenou oblast zájmu, jenž je z datových sad snímků segmentována.



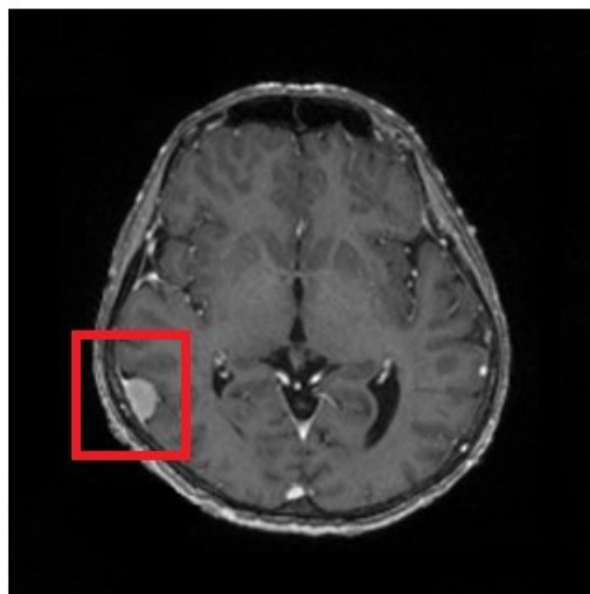
(a)



(b)



(c)



(d)

Obrázek 23: Snímky znázorňující zájmovou oblast v obraze, (a) Zájmová oblast prostaty, (b) Zájmová oblast nádoru prsu, (c) Zájmová oblast léze mozku, (d) Zájmová oblast léze mozku [zdroj: vlastní]

## 5 Implementace segmentačních metod

Kapitola je věnována segmentačním metodám aktivních kontur a Otsu metodě, implementované na nativní snímky za pomoci MATLABu, ze kterých jsou segmentovány zájmové oblasti a vytvořené binární 3D matice. V této kapitola je uvedeno, jak algoritmus pracuje a jaké parametry se nastavují pro jednotlivé obrazové data sety.

### 5.1 Segmentace aktivními konturami

Tato metoda je označována za nejpokročilejší segmentační metodu využívanou na medicínských obrazech. Jedná se o deformovatelnou křivku v obraze, která na základě působení energií deformuje svůj tvar postupně ke hranici námi segmentované zájmové oblasti. Důležitým aspektem pro lepší výsledky je umístění počáteční křivky aktivní kontury co v největší blízkosti zájmového objektu (nejlépe uvnitř objektu). Při špatném umístění počáteční křivky může křivka přitahovat artefakty v okolí objektu, a tak může vzniknout špatně segmentovaný objekt [44, 45].

#### 5.1.1 Energie, které ovlivňují křivku aktivní kontury

Vnitřní energie ovlivňuje zejména táhlost křivky a její hladkost, zabraňující vzniku ostrých rohů. Vnější energie přitahuje křivku k lokálním minimům. Energie obrazu zajišťuje přitahování křivky k hranám a liniím zájmového objektu. Umístění počáteční křivky může být nadefinováno předem nastaveným algoritmem nebo jak je v této diplomové práci využito uživatelem, který manuálně určí polohu počáteční kontury. Celková energie aktivní kontury je součin vnitřní, vnější energií a energií obrazu. Kde křivka je definována parametrickou rovnicí:

$$v(s) = (x(s), y(s)) \quad (5.1)$$

Kde:  $s=0$  .... Označení počátku křivky

$s=1$  .... Označení konce křivky

$x(s), y(s)$  ... Označují souřadnice bodu ležícího na křivce

Celková energie se počítá ze vztahu:

$$E_{snake}(v) = \int_0^1 E_{snake}(v(s)) ds = \quad (5.2)$$

$$\int_0^1 E_{int}(v(s)) + E_{ext}(v(s)) ds = \quad (5.3)$$

$$\int_0^1 E_{int}(v(s)) + E_{image}(v(s)) + E_{con}(v(s)) ds \quad (5.4)$$

kde:

$E_{int}$ ...interní energie,

$E_{ext}$ ...externí energie,

$E_{image}$ ...energie vypočítána z obrazu,

$E_{con}$ ...body inicializační křivky

### 5.1.2 Řídící parametry aktivních kontur

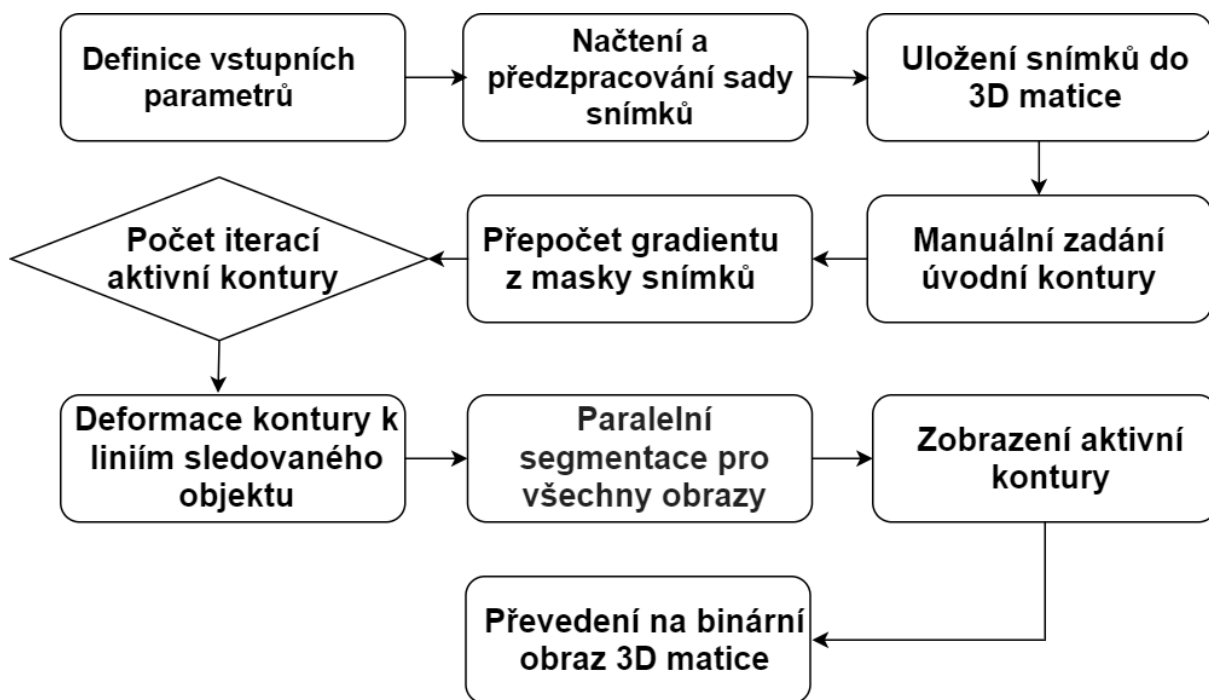
Důležitým úkonem před zahájením segmentace obrazu je stanovit počáteční parametry v MATLABu jako počet iterací, časový krok posunu křivky, konstantu udávající pozici křivky, konstantu určující délku kontury a parametr pro přitahování křivky k hranám zájmového objektu (viz Tabulka 3).

Tabulka 3: Řídící parametry segmentační metody aktivních kontur [zdroj: vlastní]

<b>NumIter</b>	počet iteračních kroků
<b>timestep</b>	časový krok posunu křivky, s vyšší hodnotou parametru je křivka rychlejší, ale s menší přesností
<b>mu</b>	konstanta hlídá křivku, aby se neodchýlila daleko od pozice během svého postupného rozšiřování
<b>sigma</b>	parametr Kernelovy funkce, zkoumající nehomogenitu jasové intenzity. Čím je tento parametr vyšší, tím se křivka více vzdaluje od své aktuální pozice.
<b>epsilon</b>	parametr určuje šířku Diracova impulsu, který zrychluje počáteční pohyb počáteční kontury. S vyšší touto hodnotou je kontura na konci méně přesná.
<b>c0</b>	konstantou se násobí hodnoty pixelů. Uvnitř kontury je záporné hodnoty vně kontury hodnotu kladnou. Čím vyšší hodnotou konstanty, tím je rychlejší počáteční pohyb
<b>lambda1</b>	konstanta, přiřkládající váhu oblasti vnitřní kontury při pohybu křivky
<b>Lambda2</b>	Konstanta při pohybu křivky bere v potaz váhu oblasti vnější kontury Rozlišuje se také poměr mezi $\lambda_1$ a $\lambda_2$ . $\lambda_1 < \lambda_2$ - křivka se rozpíná $\lambda_1 > \lambda_2$ - křivka se smršťuje.
<b>nu</b>	konstanta pro určení délky kontury. Čím vyšší hodnota je, tím je kontura kratší a nepřitahuje žádné nežádoucí artefakty ve snímku
<b>alf</b>	parametr, kterým lze nastavit důraz kladený na energii obrazu, přitahující křivku ke hranám

Algoritmem jsou načteny, předzpracovány dané snímky z datové sady a uloženy do 3D matice. Uživatelem je zadána manuálně počáteční kontura (viz Obrázek 26), která je postupně deformována k zájmovému objektu. Paralelně jsou segmentovány všechny snímky ze sady. Výsledný segmentovaný objekt z každého snímku je postupně převeden do binární 3D matice (viz Obrázek 24).



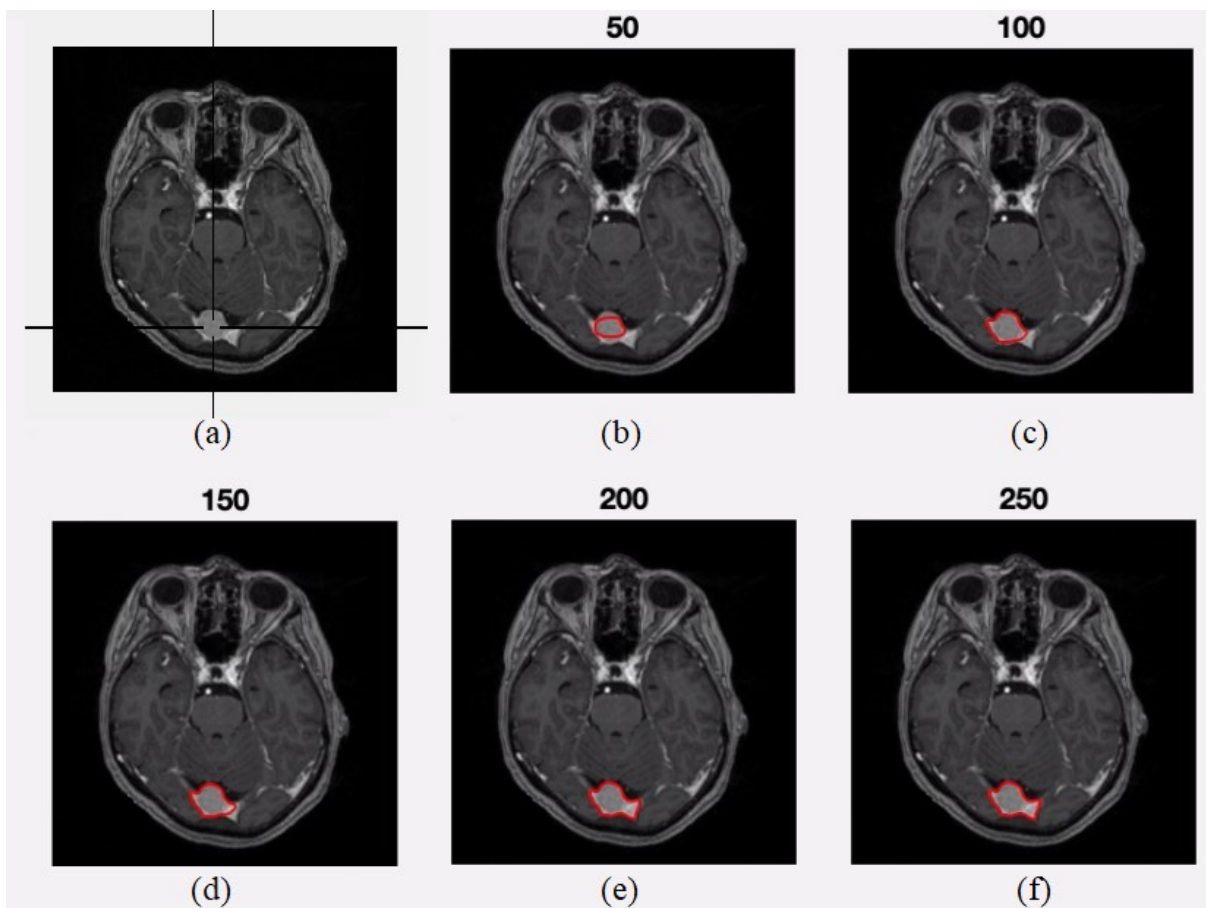


Obrázek 24: Diagram segmentační metody aktivní kontury [zdroj: vlastní]

Pro správnou segmentaci zájmového objektu, je velmi důležité vybrat umístění inicializační kontury. Tento krok je prováděn u každé sady snímků manuálně. V každé sadě snímků je jiná zájmová oblast, a proto je velmi důležité nastavit parametry inicializační křivky individuálně. Na Obrázek 26 jsou znázorněny jednotlivé kroky algoritmu. Jakmile jsou provedeny všechny iterační kroky, vzniká z každého snímku kontura, která ohraničuje zájmovou oblast. Celý proces postupu je zaznamenán na videu pod QR kódem (viz Obrázek 25).



Obrázek 25: QR kód záznam segmentací aktivní kontury [zdroj: vlastní]



Obrázek 26: Segmentace aktivními konturami (a) vybrání počáteční kontury, (b) kontura po 50 iteracích, (c) kontura po 100 iteracích, (d) kontura po 150 iteracích, (e) kontura po 200 iteracích, (f) kontura po 250 iteracích [zdroj: vlastní]

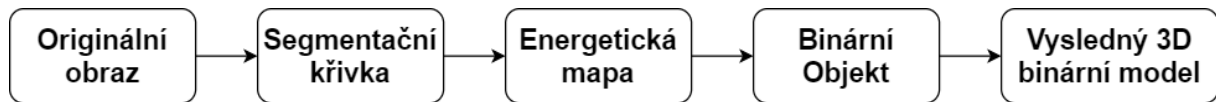
Nastavované parametry pro každou sadu snímků byly zvoleny vždy z odlišnými hodnotami, které jsou uvedeny v Tabulka 4.

Tabulka 4: Nastavované řídicí parametry pro aktivní kontury [zdroj: vlastní]

<b>NumIter</b>	200-500
<b>timestep</b>	0.1
<b>mu</b>	0.1/timestep
<b>sigma</b>	5-15
<b>epsilon</b>	1
<b>c0</b>	2-10
<b>lambda1</b>	0,92-1,05
<b>Lambda2</b>	0,87-1,2
<b>nu</b>	0,0005*255*255
<b>alf</b>	20-30

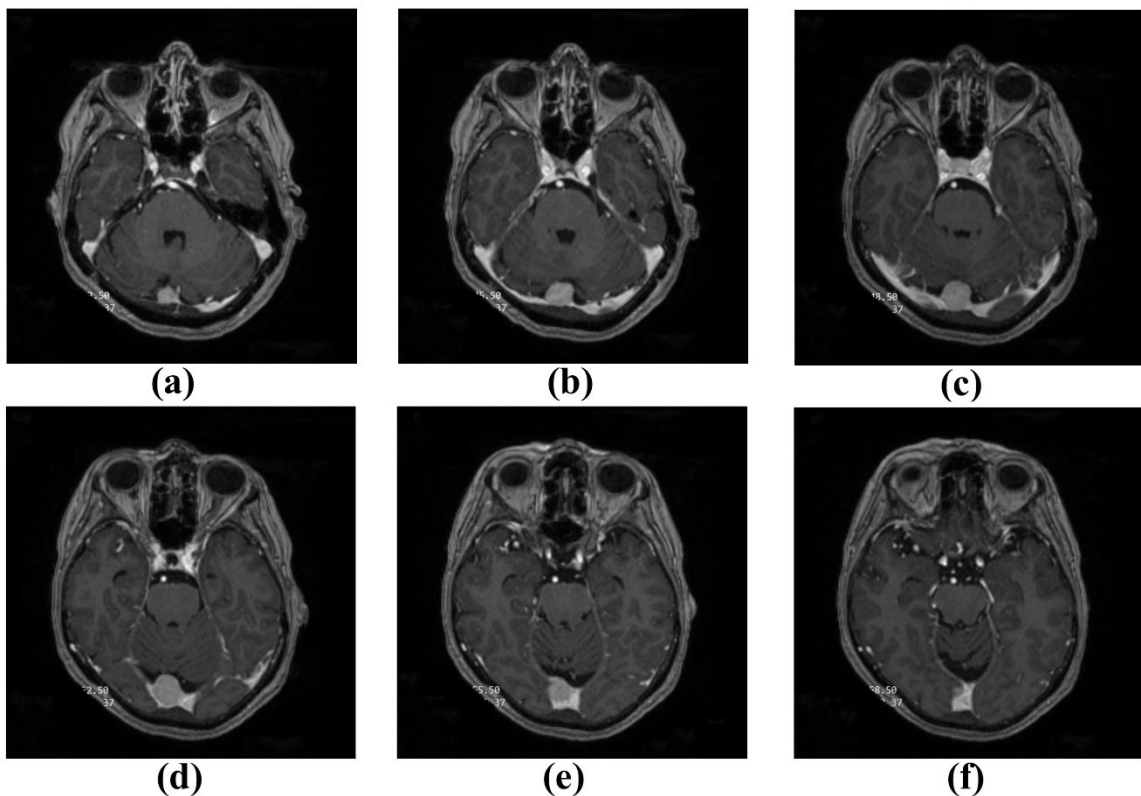
### 5.1.3 Postupné kroky algoritmu

Postupné kroky algoritmu aktivních kontur je znázorněn diagramem (viz Obrázek 27).



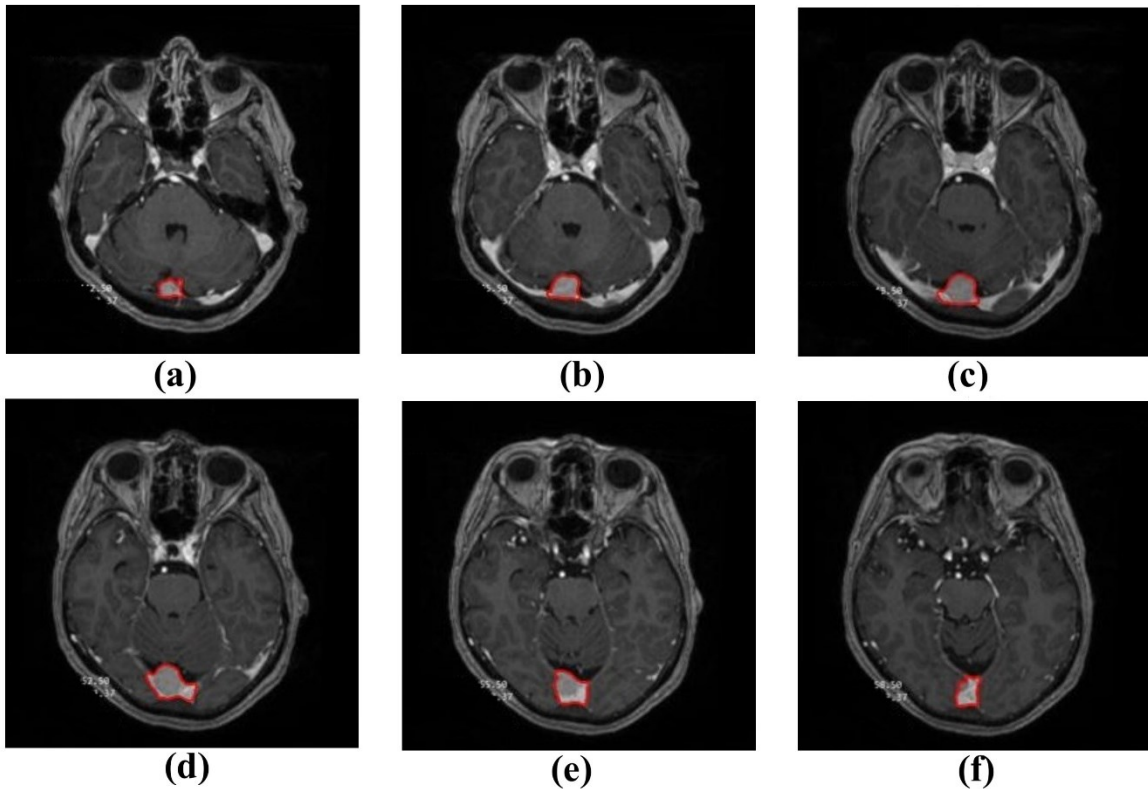
Obrázek 27: Diagram jednotlivých postupů pro vytvoření binárního 3D modelu [zdroj: vlastní]

Algoritmus začíná s originálními obrazy (viz Obrázek 28), které jsou zpracovávány a uživatelem je volena pozice iniciativní kontury viz kapitola 5.1.2. Segmentace je ilustrována na datovém setu mozek1, který obsahuje celkem 22 snímků.



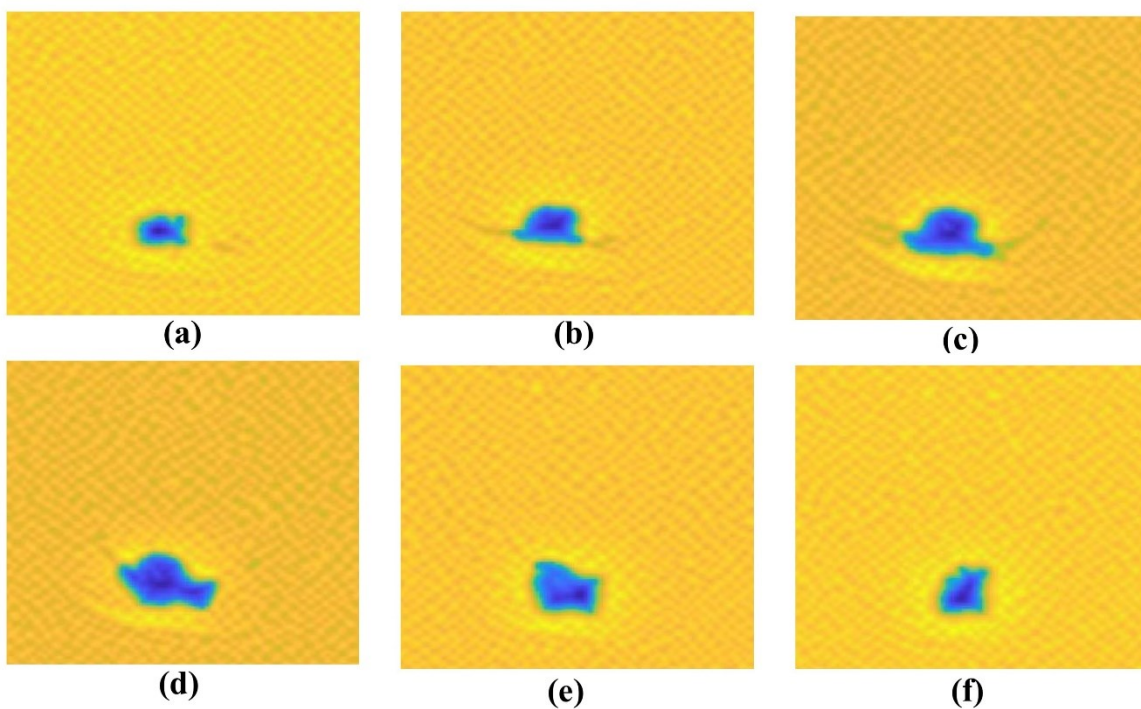
Obrázek 28: Originální snímky Mozku1, (a) Pátý snímek, (b) Osmý snímek, (c) Jedenáctý snímek, (d) Patnáctý snímek, (e) Osmnáctý snímek, (f) Dvacátý první snímek [zdroj: vlastní]

Výsledkem segmentace je segmentační křivka identifikující segmentovaný objekt v obraze (viz Obrázek 29).



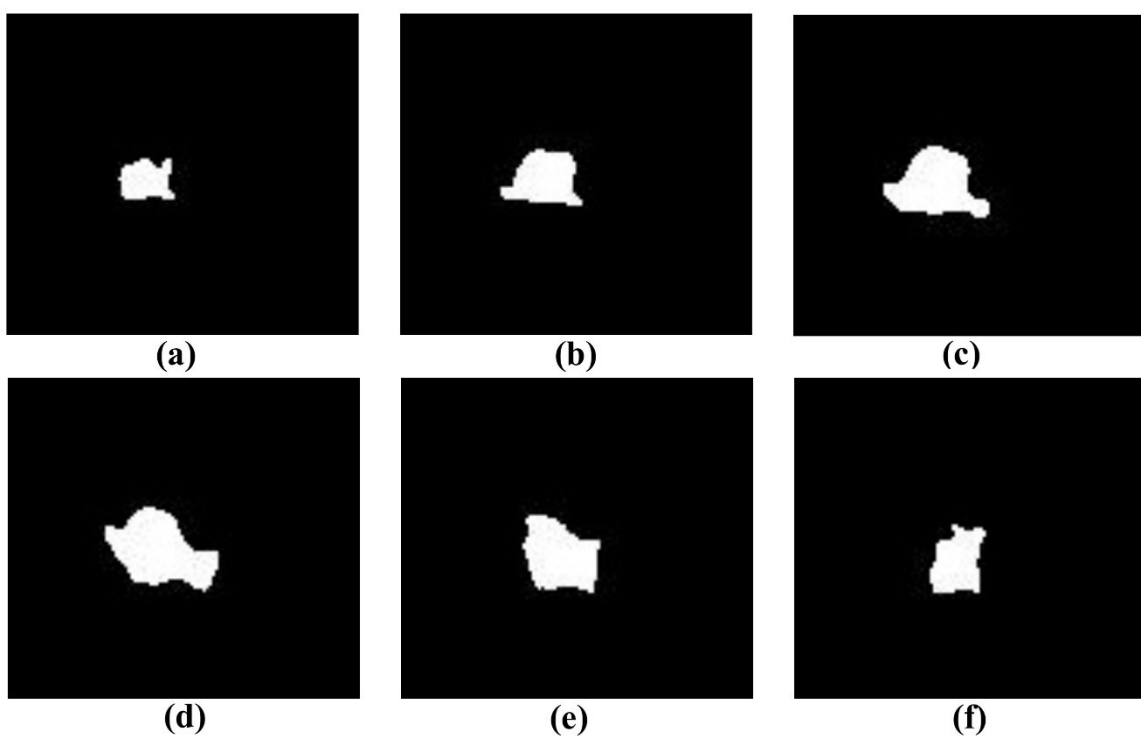
*Obrázek 29: Zpracované snímky mozku 1 po 300 iteracích křivky aktivních kontur, znázorňující ohraničení segmentovaného objektu, (a) Pátý snímek, (b) Osmý snímek, (c) Jedenáctý snímek, (d) Patnáctý snímek, (e) Osmnáctý snímek, (f) Dvacátý první snímek [zdroj: vlastní]*

Vzniká segmentovaný objekt znázorňován energetickou mapou. Na energetické mapě je zobrazeno rozložení vnitřní energie při rozvoji kontury. Pixelů jsou klasifikovány s kladnou a zápornou energií. Pixelům s kladnou energií jsou přiřazeny hodnoty logické nuly, pixelům se zápornou energií jsou přiřazeny hodnoty logické jedničky. Zájmová oblast (patologická tkáň), je označena modrou barvou a má zápornou hodnotu, okolní žlutá oblast má hodnotu kladnou (viz Obrázek 30).



Obrázek 30: Energetické mapy snímku mozku 1, (a) Pátý snímek, (b) Osmý snímek, (c) Jedenáctý snímek, (d) Patnáctý snímek, (e) Osmnáctý snímek, (f) Dvacátý první snímek [zdroj: vlastní]

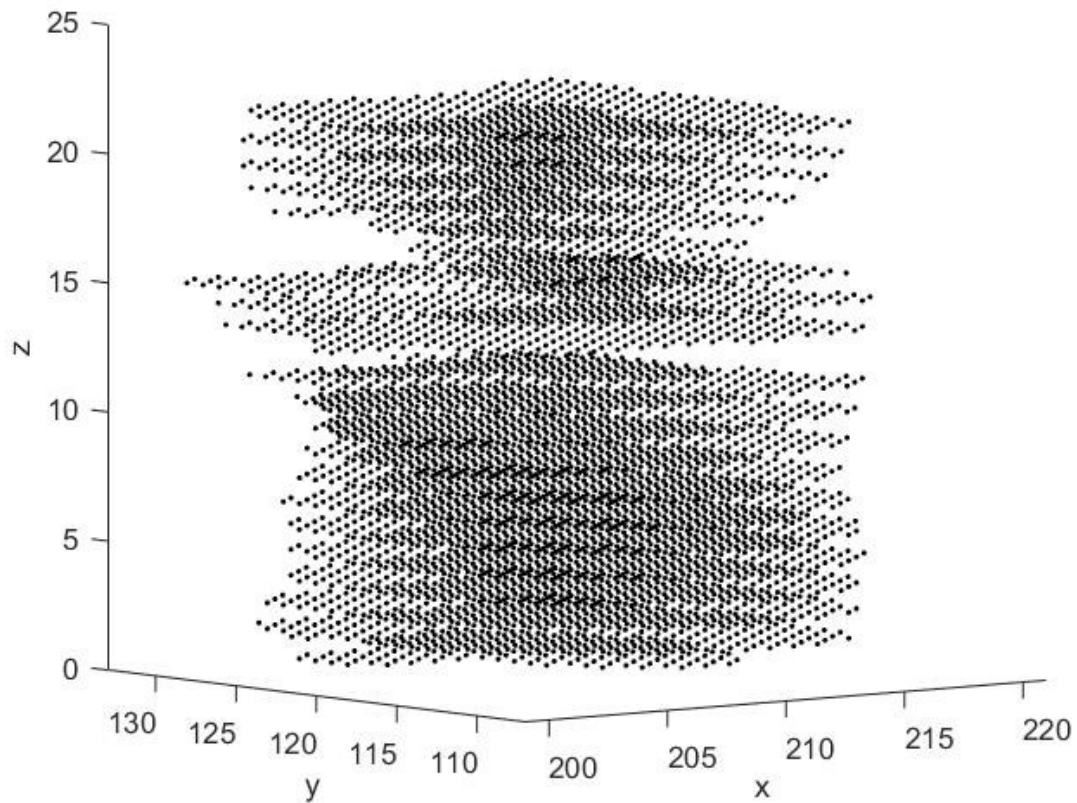
Podle tohoto rozdělení logických nul a jedniček vzniká binární objekt, který je využit pro sestavení výsledného 3D binárního modelu. Logická jednička je v obrazu zastoupena bílou barvou, logická nula barvou černou (viz Obrázek 31).



Obrázek 31: Binární obraz snímku mozku 1, (a) Pátý snímek, (b) Osmý snímek, (c) Jedenáctý snímek, (d) Patnáctý snímek, (e) Osmnáctý snímek, (f) Dvacátý první snímek [zdroj: vlastní]

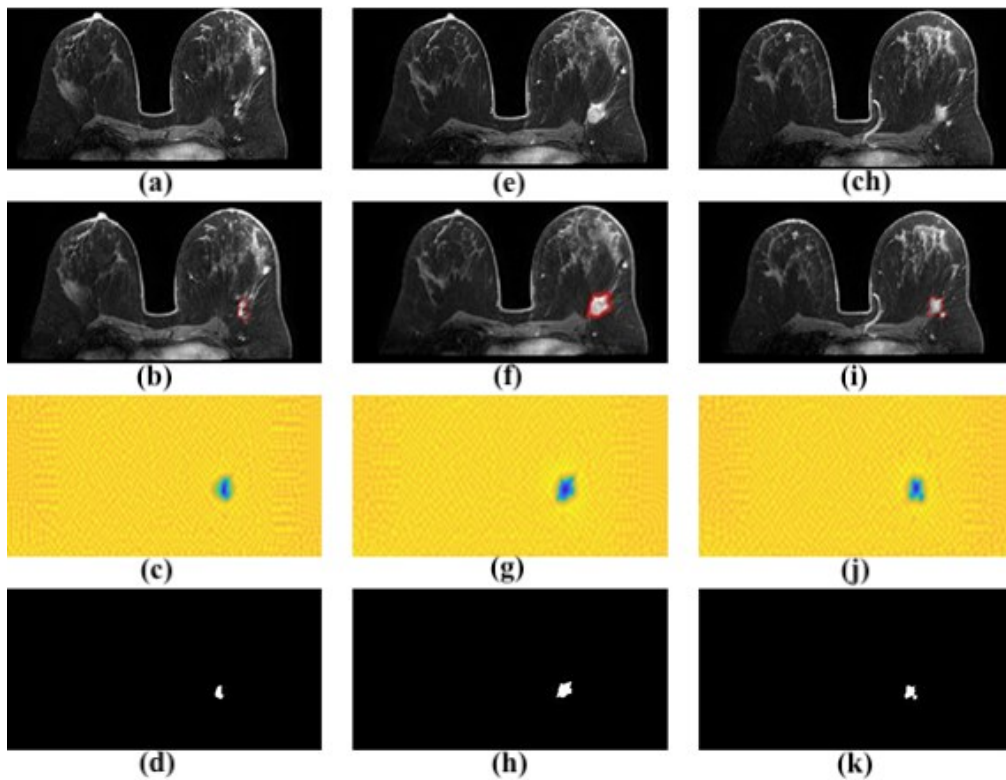
Všechny obrazy z vybraného datasetu jsou segmentovány paralelně. Výsledné binární objekty jsou vloženy do 3D matice ve stejném pořadí jak byly v algoritmu načteny a tvoří jednotlivé řezy 3D modelu (viz Obrázek 32).

### Binární 3D matice mozku1

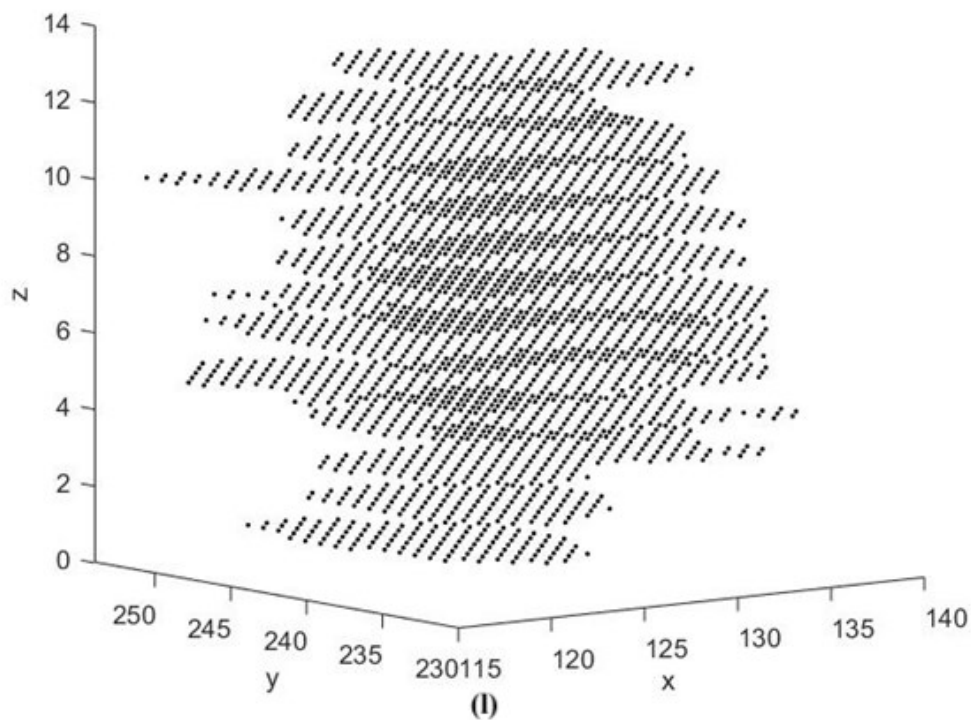


Obrázek 32: Zobrazení binární 3D matice mozku 1 v 3D grafu [zdroj: vlastní]

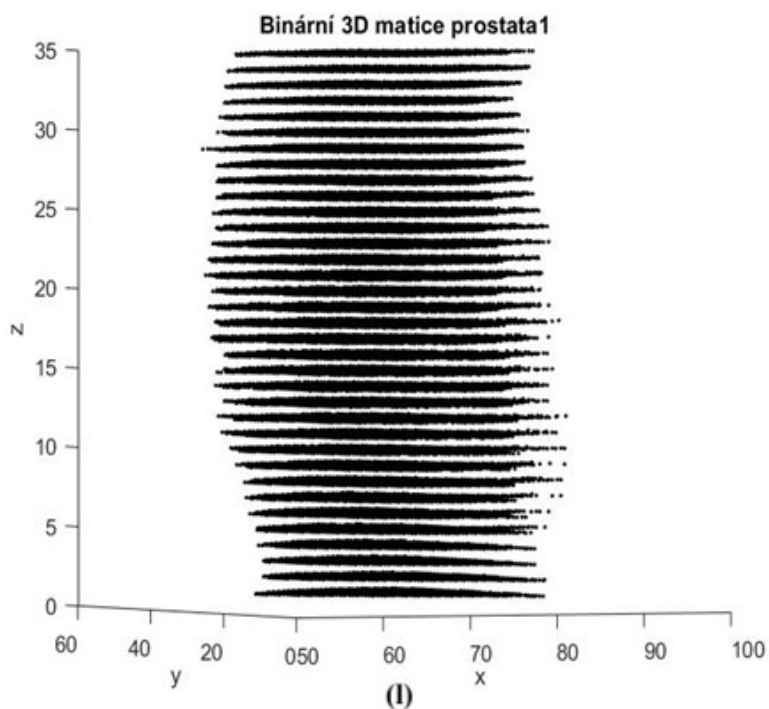
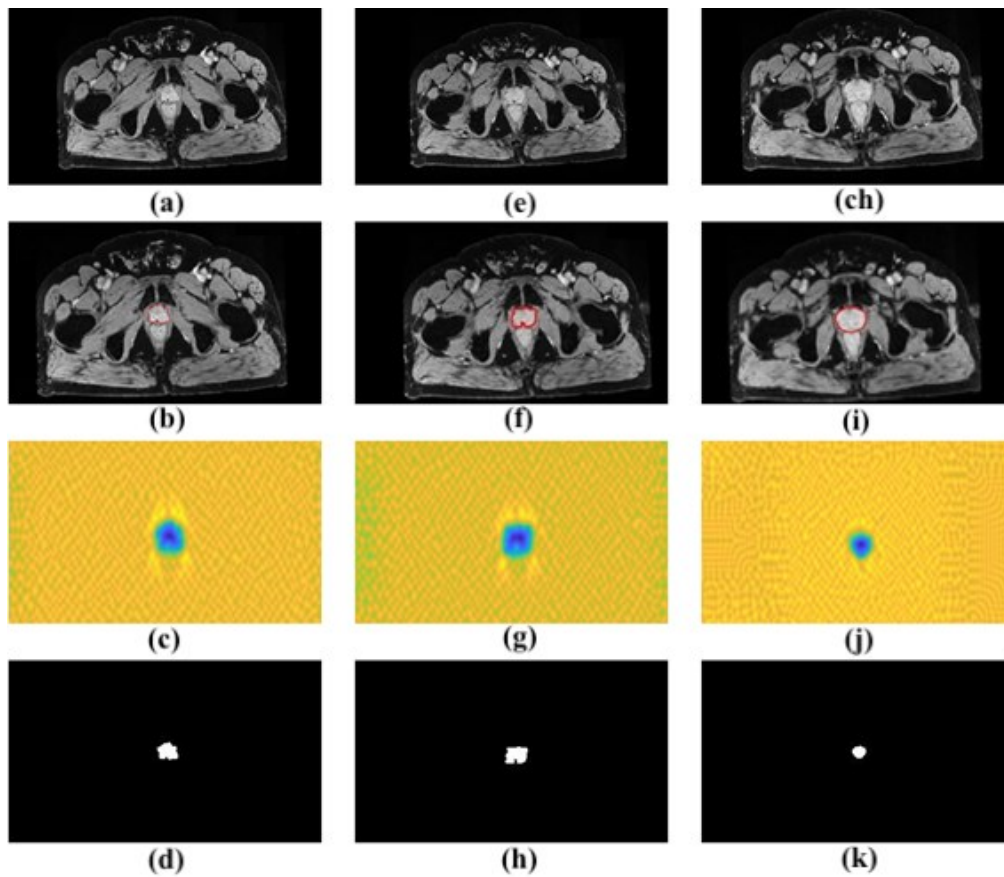
Ukázka segmentace jiných datasetů je znázorněna na Obrázek 33 a Obrázek 34. Na obrázcích je ilustrován postup segmentace i následné vytváření 3D binárních matic u snímků prsou a prostat.



**Binární 3D matice prsa1**



Obrázek 33: Proces segmentace aktivními konturami nádoru z data setu prsa1, (a) Čtvrtý originální snímek z data setu, (b) Křivka aktivní kontury čtvrtého snímku, (c) Energetická mapa čtvrtého snímku, (d) Binární obraz čtvrtého snímku, (e) Sedmý originální snímek z data setu, (f) Křivka aktivní kontury sedmého snímku, (g) Energetická mapa sedmého snímku, (h) Binární obraz sedmého snímku, (ch) Jedenáctý originální snímek z data setu, (i) Křivka aktivní kontury jedenáctého snímku, (j) Energetická mapa jedenáctého snímku, (k) Binární obraz jedenáctého snímku, (l) Výsledná binární 3D matice data setu prsa1 [zdroj: vlastní]

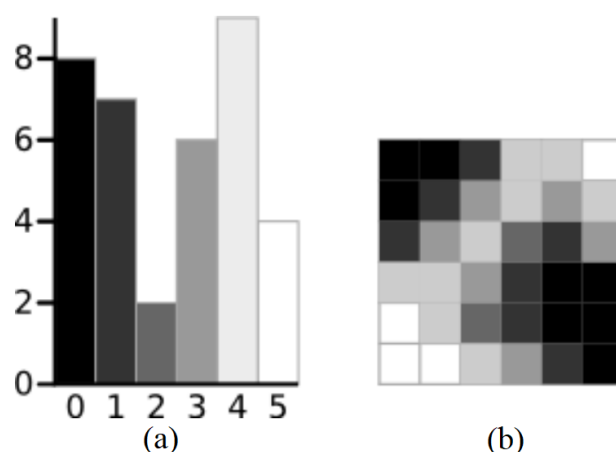


Obrázek 34: Proces segmentace aktivními konturami z data setu prostata1, (a) Osmý originální snímek z data setu, (b) Křivka aktivní kontury osmého snímku, (c) Energetická mapa osmého snímku, (d) Binární obraz osmého snímku, (e) Dvacátý originální snímek z data setu, (f) Křivka aktivní kontury dvacátého snímku, (g) Energetická mapa dvacátého snímku, (h) Binární obraz dvacátého snímku, (ch) Třicátý první originální snímek z data setu, (i) Křivka aktivní kontury třicátého prvního snímku, (j) Energetická mapa třicátého prvního snímku, (k) Binární obraz třicátého prvního snímku, (l) Výsledná binární 3D data setu prostata 1 [zdroj: vlastní]



## 5.2 Víceúrovňové prahování - Otsu metoda

Prahování má mnoho modifikací, jednou z nich je i Otsu metoda někdy označována také jako Otsu prahování. Otsu metoda si zakládá na klasifikaci pixelů do jednotlivých segmentačních regionů. Spočívá ve stanovení optimální úrovně prahu pro daný snímek. Mezi kritéria pro tuto klasifikaci patří minimalizace nebo maximalizace vnitřních rozptylů mezi třídami. K tomuto využívá prahování histogramů, díky kterým může definovat jednotlivý počet oblastí. Hodnota rozptylu je vyjádřena pro každý odstín šedi v daném snímku, hledá nejmenší rozptyl pro optimální zvolený práh. Snahou metod je minimalizovat chybnou záměnu pixelů pozadí za popředí a naopak. Toto přiřazení pixelů do jednotlivých regionů je možné určit za pomoci umělé inteligence a to charakteristickou funkcí. Funkcí je uvedeno jakým způsobem se mají přidělovat jednotlivé pixely [41, 42].



Obrázek 35: Snímek s šesti odstíny šedi (b) a jeho histogram (a) [40]

Zjednodušení vytvoření histogramu Otsu metodou je znázorněno na Obrázek 35, kde je ilustrační snímek o velikosti 6 x 6 pixelů (b) a jeho histogram (a). Intenzita barev je znázorněna v histogramu na ose x a četnost pixelů v obraze s určitým odstínem šedi znázorňuje osa y.

Mezi-rozptyl je dán vztahem:

$$\sigma_B^2 = W_b \times W_f \times (\mu_b - \mu_f)^2 \quad (5.4)$$

,kde:  $W_b$  je váha pozadí,

$\mu_b$  je průměrná hodnota intenzity pozadí,

$W_f$  je váha popředí ,

$\mu_f$  je průměrná hodnota intenzity popředí.

Hodnoty intenzity popředí a pozadí jsou vypočítány následovně:

$$W_b = \sum_{i=1}^k \frac{n_i}{N} \quad (5.5)$$

$$W_f = \sum_{i=k+1}^L \frac{n_i}{N} \quad (5.6)$$

$$\mu_b = \sum_{i=1}^k \frac{n_i \times i}{N_k} \quad (5.7)$$

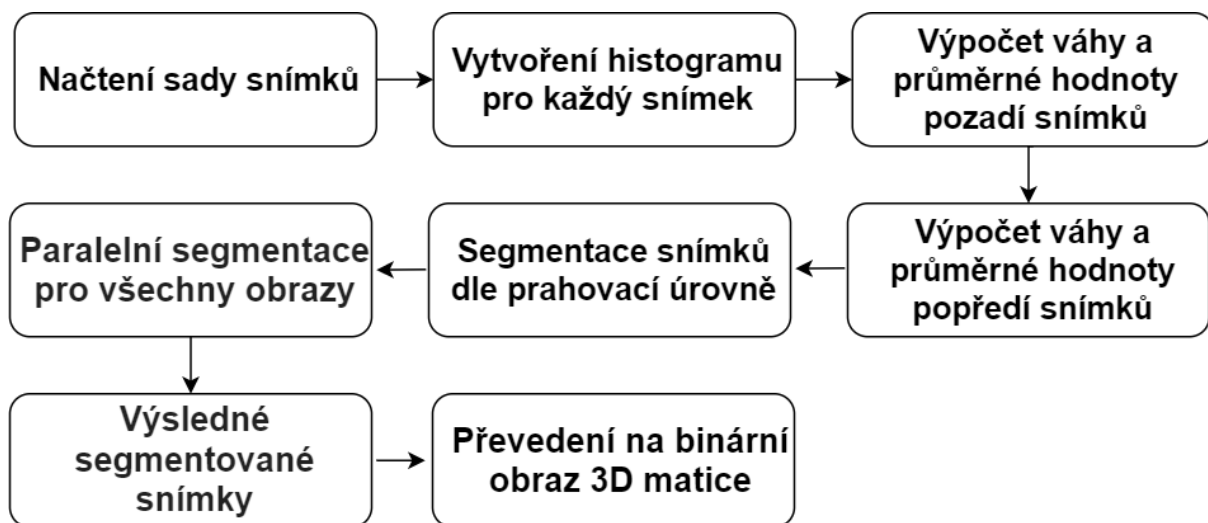
$$\mu_f = \sum_{i=k+1}^L \frac{n_i \times i}{N - N_k} \quad (5.8)$$

,kde: L značí pixely snímku, které mají odstíny šedi s intervalem [0, 1, ..., L],

i je odstín šedi,

$n_i$  je počet pixelů v určitém odstínu šedi a N je celkový počet pixelů, který je vypočítán jako  $n_0 + n_1 + \dots + n_L$ .

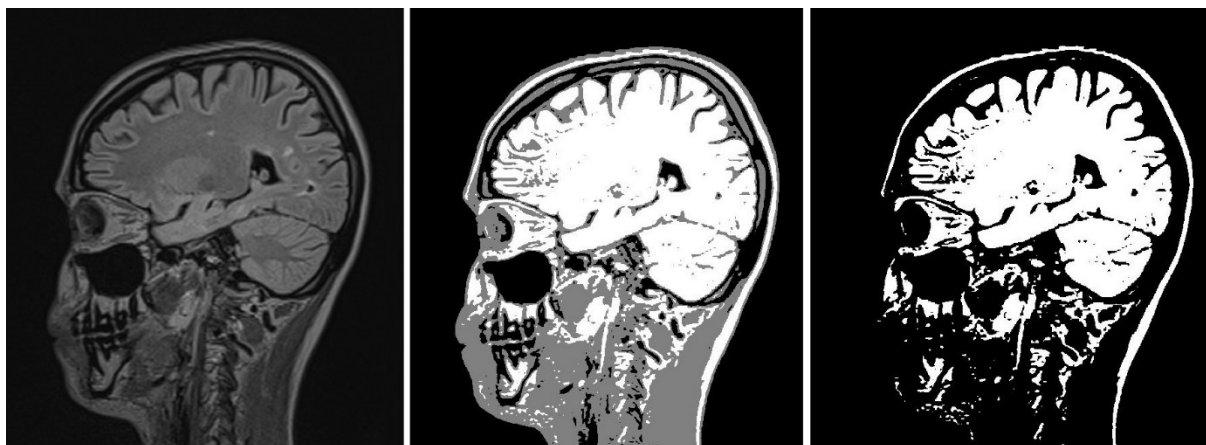
Výsledné pixely jsou následně rozděleny do dvou skupin b (pozadí) a f (popředí), toto určuje prahovací úroveň k.



Obrázek 36: Diagram Otsu metody [zdroj: vlastní]

Metoda byla využita pro segmentaci celého mozku. Bylo dohromady seskupeno 137 snímků mozku jednoho pacienta z magnetické rezonance. Snímek je segmentován Otsu metodou za pomoci prahovací úrovně. Metoda byla implementována v MATLABu. Algoritmus předpokládá, že segmentovaný obraz má alespoň dvě třídy pixelů, ze kterých je počítána optimální prahová hodnota oddělující třídy tak, aby jejich odchylka byla co nejmenší. Algoritmem jsou načteny všechny snímky ze sady a pro každý snímek je vytvořen histogram, pro které jsou vypočítány váhy a průměrné hodnoty pro pozadí i popředí snímků. Ze snímku jsou segmentovány zájmové oblasti podle zvolených prahovacích úrovní, tento proces dělá paralelně pro všechny načtené snímky ze sady a následně jsou všechna výsledná data uložena do binární matice (viz Obrázek 36).

Průběh segmentování je zaznamenán na Obrázek 37, kdy je algoritmem načten jeden ze snímků ze sady (a), tento snímek je následně převeden na odstínu šedi (b), v segmentovaném obraze (c) jsou obsažena všechna zvolená data zvoleného odstínu šedi.



(a)

(b)

(c)

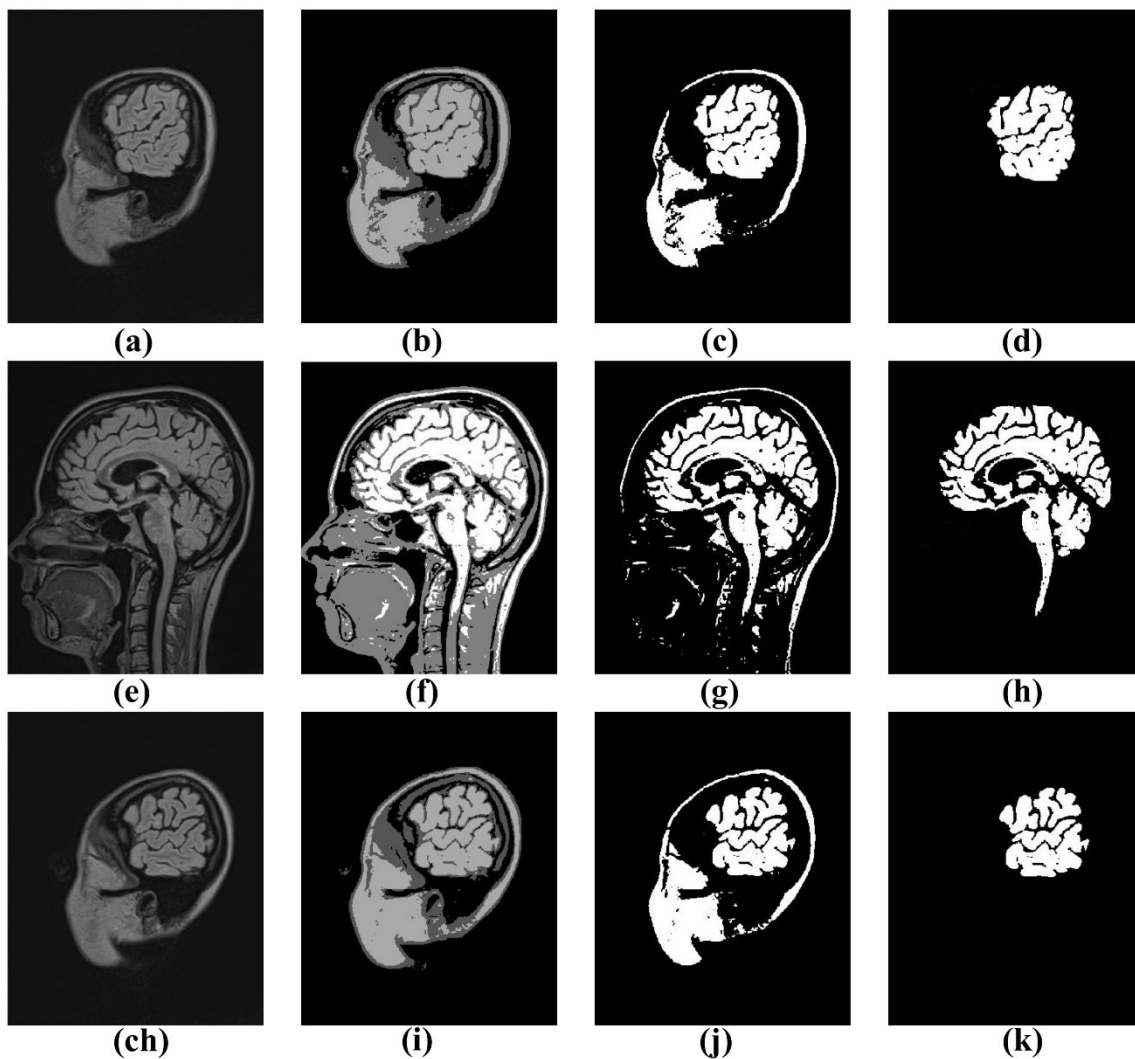
Obrázek 37: Průběh segmentace Otsu metody (a) Snímek z MRI (b) Převedení snímku do odstínu šedi (c) Segmentový obraz [zdroj: vlastní]

Výsledný segmentovaný obraz je za pomoci morfologického rozložení pixelů zbaven nežádoucích okolních oblastí. Pracuje na principu počtu pixelů ve shluku, když shluk má menší počet pixelů než je v algoritmu nastaveno, objekt je z výsledného binárního obrazu odstraněn. Výslednou segmentovanou oblast z obrazu lze vidět na Obrázek 38.



Obrázek 38: Výsledný segmentovaný mozek Otsu metodou [zdroj: vlastní]

Zájmová oblast je u každého snímku jiné velikosti, každý snímek disponuje jiným počtem pixelů ve shluku. Tento parametr je nejlepší u každého snímku nastavit individuálně. Obrázek 39 znázorňuje funkci algoritmu na různé variability snímků.



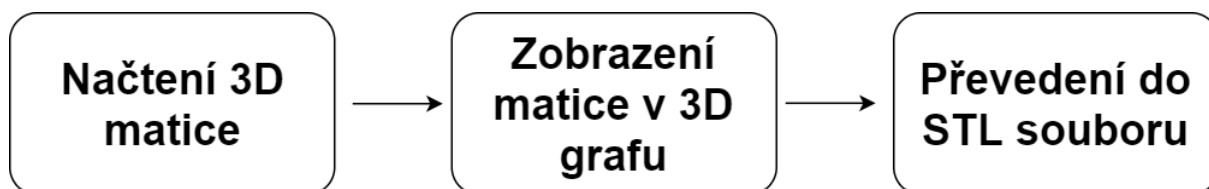
Obrázek 39: Ukázka průběhu Otsu metody, (a) Originální snímek z data setu, (b) Převedení snímku do odstínu šedi, (c) Zájmová oblast snímku, (d) Výsledný segmentovaná zájmová oblast, (e) Originální snímek z data setu, (f) Převedení snímku do odstínu šedi, (g) Zájmová oblast snímku, (h) Výsledný segmentovaná zájmová oblast, (ch) Originální snímek z data setu, (i) Převedení snímku do odstínu šedi, (j) Zájmová oblast snímku, (k) Výsledný segmentovaná zájmová oblast [zdroj: vlastní]

## 6 Konverze 3D binární matice na STL soubor

Proces 3D tisku je složen ze tří na sebe navazujících základních kroků (viz kapitola 3D tisk). Prvním krokem je získání 3D modelu, určený pro tisk ve formátu STL. Takto upravený model pak může být za pomoci sliceru upraven pro danou 3D tiskárnu. Za pomoci MATLABu je v této diplomové práci vytvořen algoritmus, který je schopen načíst danou 3D binární matici a konvertovat do STL souboru. Pro další využití a zjednodušení používání algoritmu bylo vytvořeno GUI.

### 6.1 Grafické uživatelské rozhraní

Pro výše popsaný algoritmus bylo vytvořeno grafické uživatelské prostředí pro uživatele, který by se neorientoval v rozsáhlém zdrojovém kódu. Tato aplikace je vytvořena v aplikaci MATLAB a je navržena pro jednoduché použití. Může sloužit jako pomůcka pro převedení binární 3D matice do formátu pro 3D tisk.

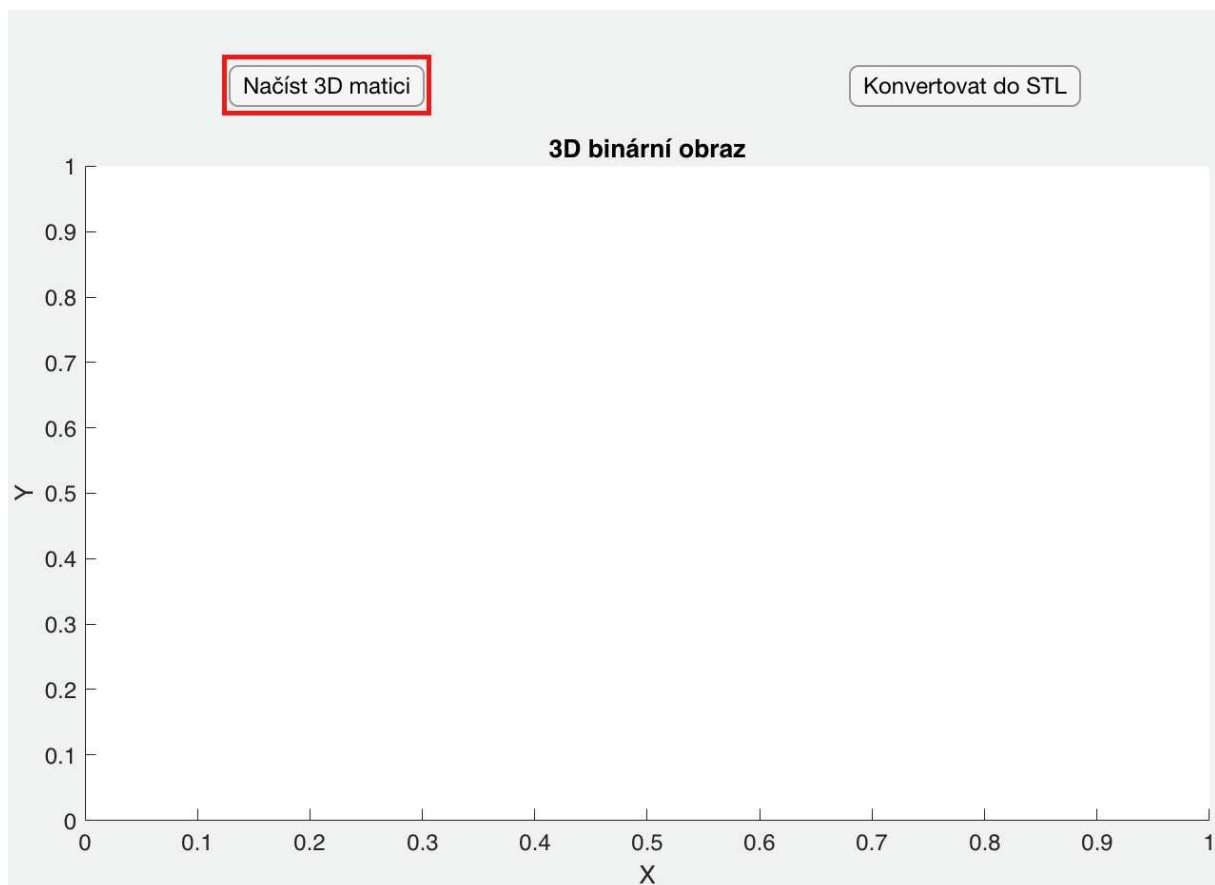


Obrázek 40: Diagram funkce GUI [zdroj: vlastní]

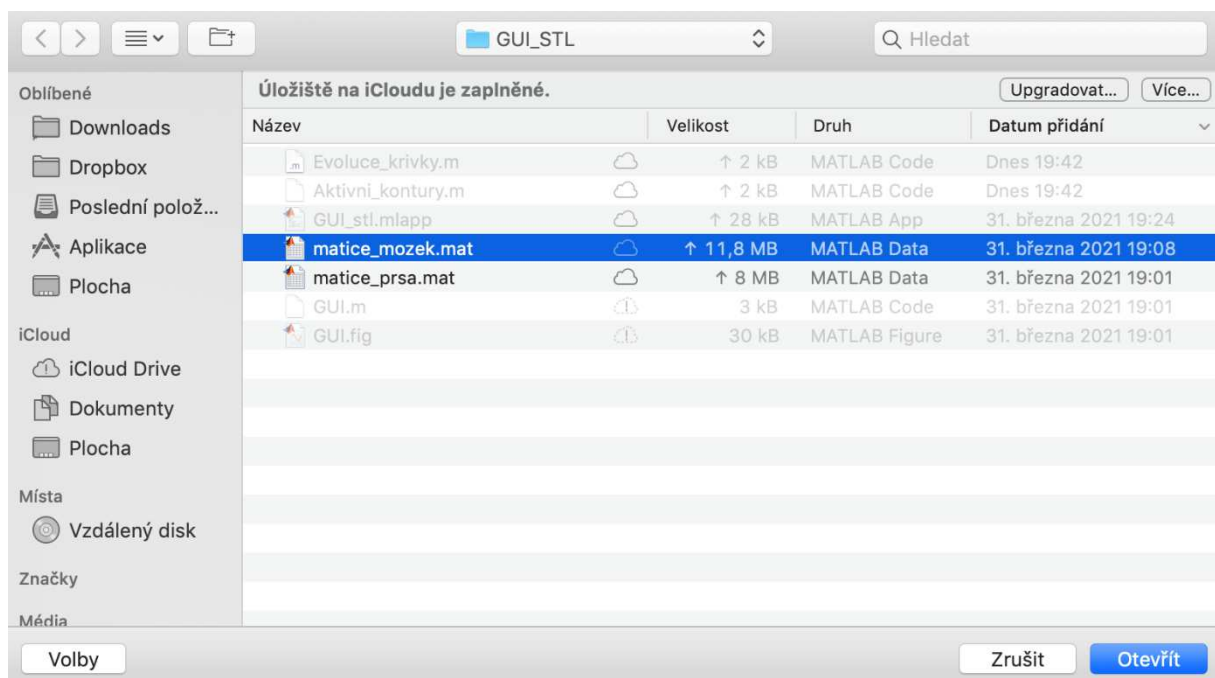
V aplikaci je možnost načtení jakékoliv 3D matice z počítače. Binární 3D matice je zobrazena v 3D grafu následně je převeden do souboru STL, který je vhodný pro tisk. Tento soubor je uložen do počítače (viz Obrázek 40).

### 6.2 Ovládání aplikace

Po spuštění aplikace je prvním krokem kliknutí na tlačítko vlevo nahoře *Načíst 3D matici* (viz Obrázek 41). Zobrazí se okno s možností výběru jakéhokoliv souboru .mat z úložiště počítače (viz Obrázek 42), tento vybraný soubor se automaticky ukáže v 3D grafu, s kterým lze pohybovat a prohlédnout si načtenou matici (viz Obrázek 43).

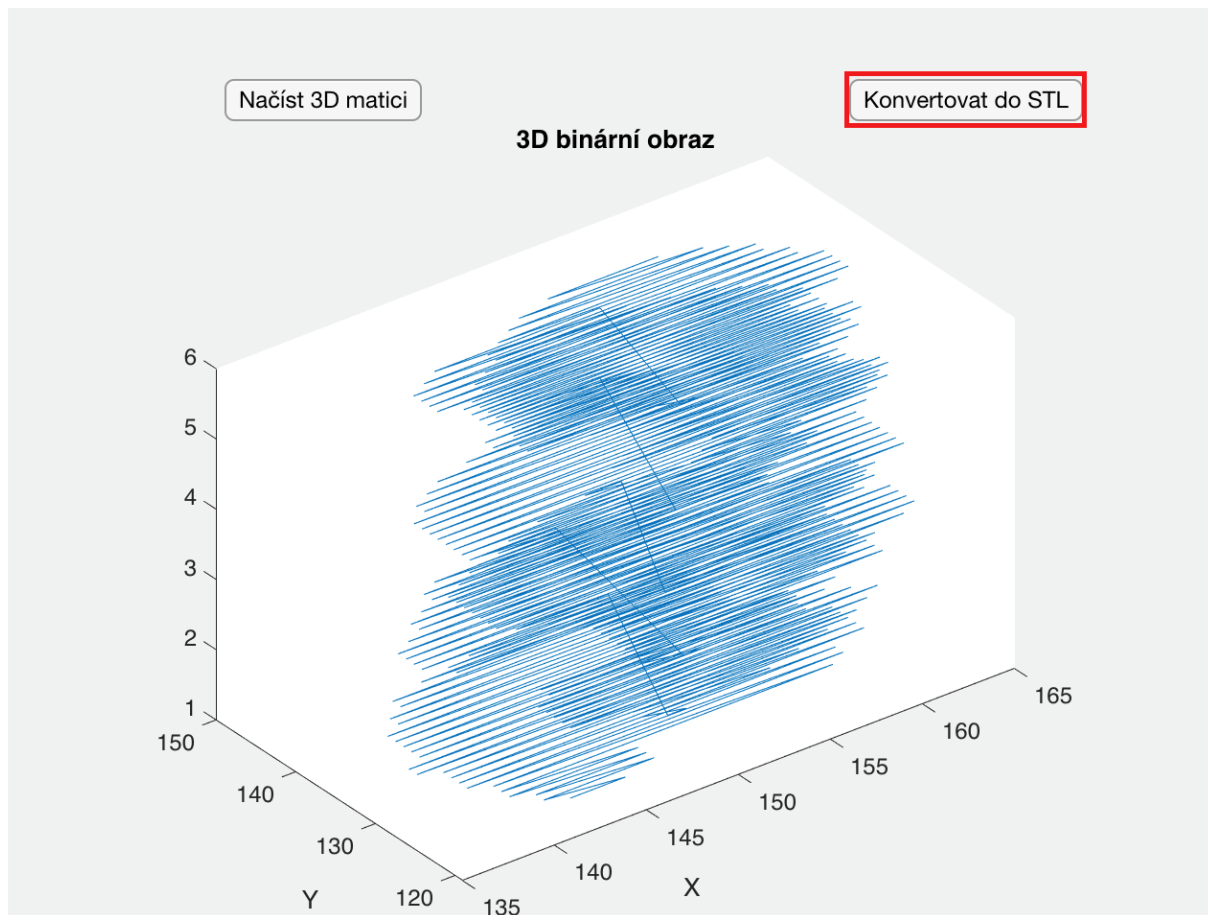


Obrázek 41: Načtení 3D matice-GUI [zdroj: vlastní]

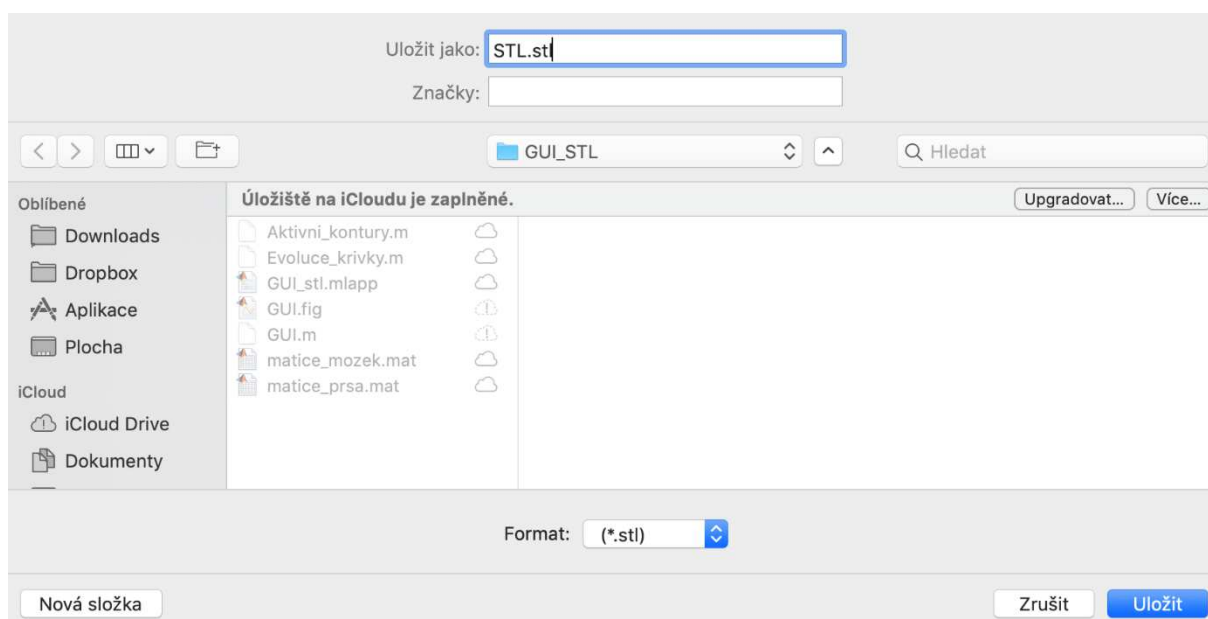


Obrázek 42: Vybrání matice v GUI [zdroj: vlastní]

Zvolená matice musí být konvertována do souboru STL, za pomoci stlačení tlačítka vpravo nahoře *Konvertovat do STL*. Opět se zobrazí automaticky okno pro výběr místa uložení v počítači (viz Obrázek 44).



Obrázek 43: Zobrazení načtené 3D matice-GUI [zdroj: vlastní]



Obrázek 44: Uložení 3D matice do počítače-GUI [zdroj: vlastní]

Celý tento proces lze vidět za pomoci QR kódu, z kterého je zobrazen záznam pro používání tohoto graficky uživatelského prostředí (viz Obrázek 45).

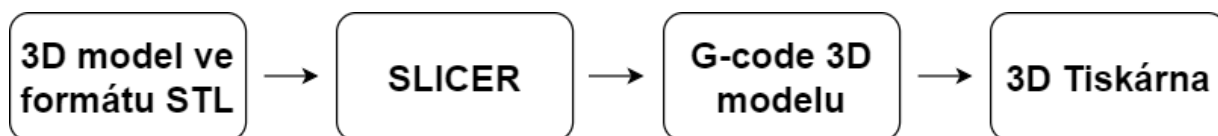


*Obrázek 45: QR kód záznam funkce GUI [zdroj: vlastní]*



## 7 Tvorba fyzických 3D modelů

Za pomoci MATLABu byly vytvořeny a převedeny do formátu STL 3D modely. Vytvořené modely musí být před samotným tiskem převedeny to takzvaného g-codu, který obsahuje kompletní úkony pro danou 3D tiskárnu (viz Obrázek 46).



Obrázek 46: Diagram kroků pro úpravu STL souboru pro 3D tisk [zdroj: vlastní]

### 7.1 Konvertování STL na G-code

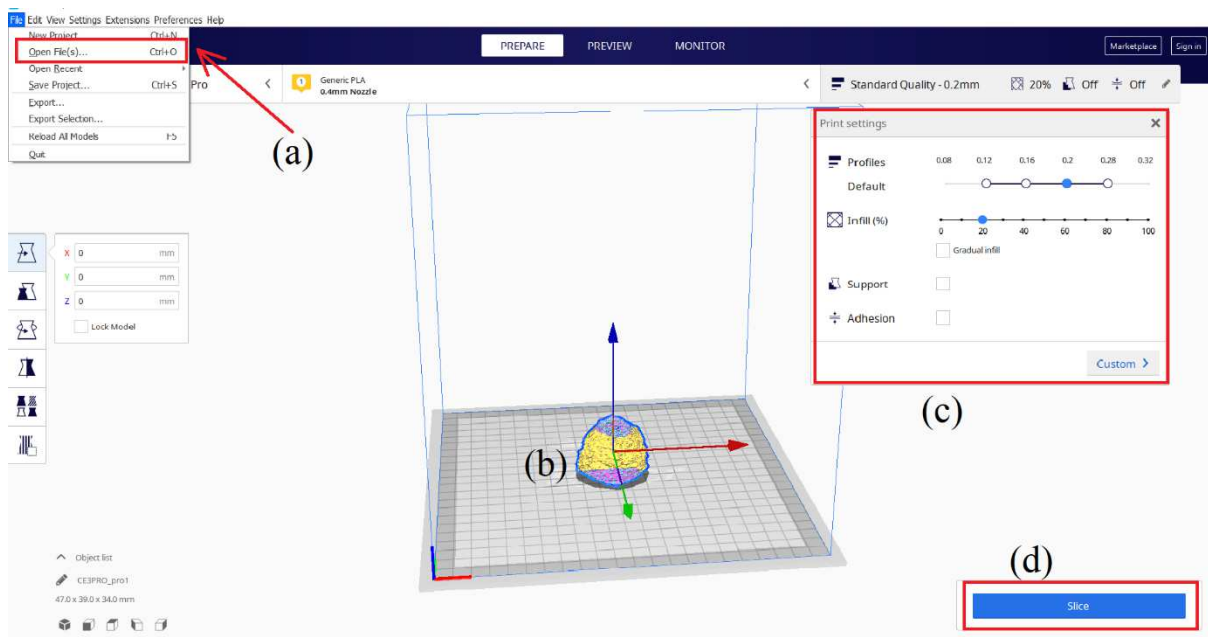
K převedení STL souboru do G-codu byla využita aplikace Ultimaker Cura, která funguje jako slicer. To znamená, že 3D model je převeden do nastavení pro 3D tiskárnu. Vytvořený soubor je ve formátu .gcode a obsahuje veškeré úkony, které má 3D tiskárna dělat, například jakou teplotu má nastavit pro trysku, podložku nebo výplň modelu (viz Tabulka 5).

Tabulka 5: Nastavitelné parametry pro 3D tiskárnu [zdroj: vlastní]

<b>Výška vrstvy</b>	Určuje výšku jedné vrstvy, tedy kvalitu modelu. Čím nižší vrstva tím lepší kvalita
<b>Výplň</b>	Vyplnění modelu, udává se v %. Čím nižší číslo tím model bude více dutý
<b>Teplota trysky</b>	Teplota tiskové trysky po celou dobu tisku
<b>Teplota podložky</b>	Teplota podložky, na kterou tisková tryska nanáší ve vrstvách tisknutý model
<b>Průměr trysky</b>	Tloušťka jedné vrstvy
<b>Rychlost tisku</b>	Rychlost pohybu tiskové trysky po podložce
<b>Podpory</b>	Tisk podpůrného materiálu pro stabilitu a tvorbu tisknutého modelu
<b>Rychlost chlazení</b>	Podpora udržení co nejpřesnějších teplotních rozdílů

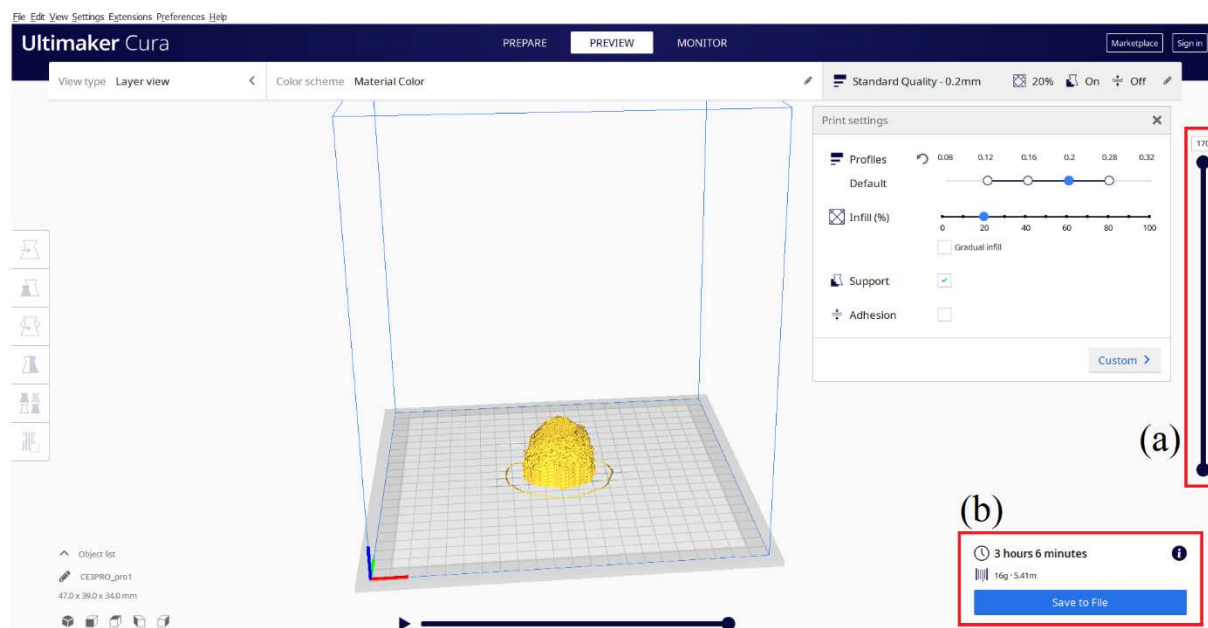
#### 7.1.1 Nastavení Ultimaker Cura

Nejprve byla stažena a nainstalována aplikace Ultimaker Cura, v které bylo v úvodním nastavení zvolena tiskárna Ender 3 Pro. Na Obrázek 47 lze vidět prostředí aplikace. V horním levém rohu (a) je načten STL soubor, který je zobrazen na tiskové podložce (b), kompletní nastavení pro tisk je zvolen v tabulce (c) a poté model za pomoci tlačítka vpravo dole (d) je převeden do formátu .gcode.



Obrázek 47: Nastavení Ultimaker Cura, (a) Načtení souboru, (b) Ukázka reálné velikosti 3D modelu, (c) Nastavení parametrů 3D tisku, (d) Převedení na .gcode [zdroj: vlastní]

Po převodu je aplikací ukázán upravený model pro 3D tisk, kterým lze pomoci posuvníku vpravo (a) na Obrázek 48 pohybovat a vidět přesně jednotlivé vrstvy tisku. Pokud je nastavení správné, tak vygenerovaný .gcode je uložen za pomoci tlačítka (b).



Obrázek 48: Upravený 3D model pro danou 3D tiskárnu, (a) Posuvník řezů, (b) Uložení do souboru [zdroj: vlastní]

Soubor je uložen na SD kartu a následně karta vložena do SD slotu 3D tiskárny, kde soubor je vyhledán a zvolen k vytištění. Tiskárna postupuje přesně dle nastavených pokynů v .gcode. Na Obrázek 49 lze vidět vizuální návrhku návodu pro použití aplikace.



Obrázek 49: QR kód nastavení parametrů v aplikaci Cura ultimaker [zdroj: vlastní]

## 7.2 Syntetické modely

K vytvoření fyzických 3D modelů byly využity dvě 3D tiskárny, konkrétně Trilab deltiq 2 a Creality ender 3 Pro. Pro seznámení s 3D tiskem byl využit MATLAB pro tvorbu syntetických obrazů (kvádry a elipsy), konkrétní parametry modelů jsou k dispozici v Tabulka 6.

Tabulka 6: Rozměry syntetického obrazu-kvádru [zdroj: vlastní]

	Délka(Cm)	Šířka(Cm)	Výška(Cm)
<b>Kvádr1</b>	3,2	3,2	2,3
<b>Kvádr2</b>	4,2	4,2	0,8
<b>Kvádr3</b>	2,2	2,2	0,9
<b>Kvádr4</b>	1,7	1,7	2,8
<b>Kvádr5</b>	6,2	6,2	2,3

Tyto modely byly v MATLABu uloženy do binární 3D matice a následně převedeny do STL souboru za pomoci GUI, které bylo popsáno v kapitole Konverze 3D binární matice na STL soubor.

## 7.3 Nastavení 3D tiskárny

Pro obě tiskárny bylo využito vícero nastavení, z důvodu co nejlepšího výsledku tisku. Konkrétní nastavené parametry jsou uvedeny v Tabulka 7.

Tabulka 7: Nastavené parametry 3D tiskáren [zdroj: vlastní]

Model 3D tiskárny	Trilab deltiq 2	Creality ender 3 Pro
<b>Filament (značka)</b>	PM-oranžová, bílá	Creality-černá, bílá
<b>Výška vrstvy (mm)</b>	0,2	0,12-0,28
<b>Výplň (%)</b>	20	10-60
<b>Teplota trysky (°C)</b>	215	210
<b>Teplota podložky (°C)</b>	55	60
<b>Průměr trysky (mm)</b>	0,4	0,4
<b>Rychlost tisku (mm/s)</b>	60	50

Výsledky tisku syntetických obrazů byly uspokojivé, kvádry byly tištěny na tiskárně Creality ender 3 pro, kvality 3D tisku byly zkušeny pro více nastavení. Postupně byly měněny různé výšky vrstvy a výplně kvádrů (viz Tabulka 8), pro tisk byl použit černý PLA filament od firmy Creality. Elipsy byly tištěny na tiskárně Trilab deltiq 2, kde bylo využito pouze jedno nastavení pro všechny elipsy (viz Tabulka 9). K tisku byl použit také filament PLA, ale od firmy PM v oranžové barvě. U tisku syntetických obrazů nebyly shledány žádné komplikace. Celý průběh tisku Elips je zaznamenán pomocí kamery, která byla umístěna na tiskárně Trilab. Výsledné time-lapse video je ilustrováno pod QR kódem (viz Obrázek 50).



Obrázek 50: QR kód - průběh tisku elips [zdroj: vlastní]

Tabulka 8: Parametry syntetických kvádrů pro 3D tisk [zdroj: vlastní]

Ender 3 PRO	Výška vrstvy (mm)	Výplň (%)	Filament	Délka tisku(min)
<b>Kvádr1</b>	0,2	20	Creality černá	20
<b>Kvádr2</b>	0,12	20	Creality černá	125
<b>Kvádr3</b>	0,16	20	Creality černá	65
<b>Kvádr4</b>	0,12	60	Creality černá	85
<b>Kvádr5</b>	0,28	10	Creality černá	120

Tabulka 9: Parametry syntetických elips pro 3D tisk [zdroj: vlastní]

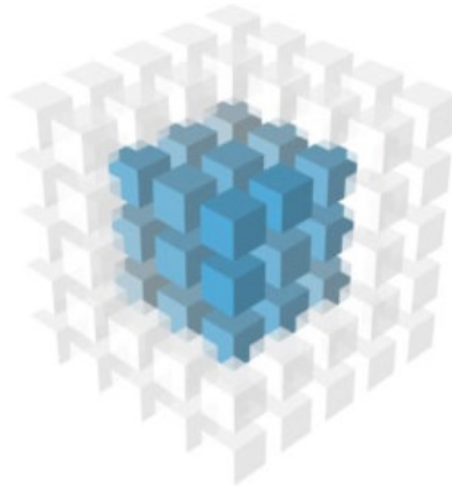
Trilab deltiq 2	Výška vrstvy (mm)	Výplň (%)	Filament	Délka tisku(min)
<b>Elisa1</b>	0,2	20	PM oranžová	120
<b>Elisa2</b>	0,2	20	PM oranžová	345
<b>Elisa3</b>	0,2	20	PM oranžová	70
<b>Elisa4</b>	0,2	20	PM oranžová	240
<b>Elisa5</b>	0,2	20	PM oranžová	50

## 7.4 Reálné modely

Modely, nádorů byly konvertovány do STL a následně musely být upraveny. Artefakty měly na sobě některé objekty, které by 3D tiskárna nebyla schopna vytisknout. Objevovaly se různé ostrůvky, které tvořily další objekt, tedy byly mimo zájmovou oblast pro tisk. Proto bylo nezbytné modely upravit a tyto ostrůvky odstranit. Pro zlepšení tisku, byl využit 3D mediánový filtr, kterým byly modely vyhlazeny.

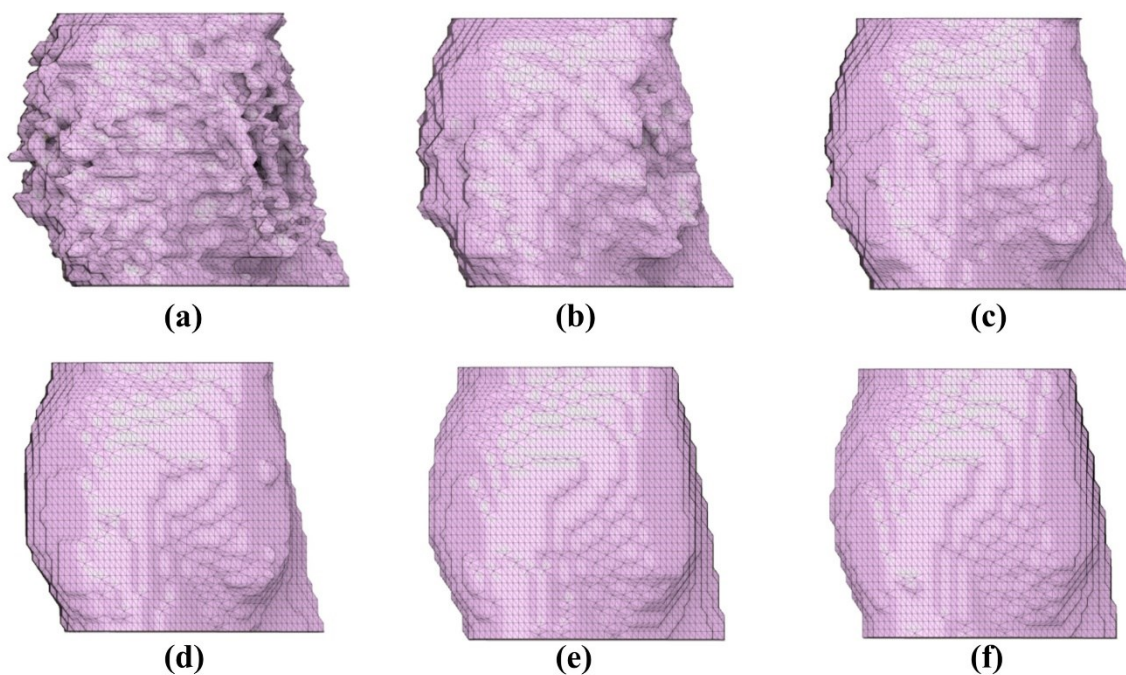
#### 7.4.1 3D mediánový filtr

Mediánový filtr je jeden z nejpoužívanějších filtrů v oblasti zpracování obrazu a slouží především k jeho vyhlazení. Jedná se o nelineární filtr, který využívá 3D okno složené z krychlí. Je to nízkofrekvenční filtr pro redukci kontury objektu a eliminaci nežádoucího šumu v obraze. Mediánová filtrace je založena na nalezení mediánu mezi sousedními pixely podle velikosti matice. Každý výsledný pixel operace je obsažen mediánem rozměrné matice umístěné kolem vstupního pixelu (viz Obrázek 51).



*Obrázek 51: 3D mediánový filtr [43]*

V diplomové práci bylo využito 5 nastavení mediánových filtrů ( $3 \times 3 \times 3$ ,  $5 \times 5 \times 5$ ,  $7 \times 7 \times 7$ ,  $9 \times 9 \times 9$ ,  $11 \times 11 \times 11$ ). Nejlepší výsledky byly zaznamenány u filtru  $3 \times 3 \times 3$  voxelů, výsledné modely byly uspokojivě hladké, ale zároveň nebyly příliš zdeformované od původního nativního obrazu jako to bylo u filtru  $11 \times 11 \times 11$  voxelů (viz Obrázek 52). Pro zhlédnutí celého 3D modelu lze využít Obrázek 53, díky kterému bude video zobrazeno a následně lze shlédnout 3D modely v  $360^\circ$  rotaci jako animace.



Obrázek 52: STL modely prostaty1, (a) Nativní model, (b) Model po mediánové filtraci 3 x 3 x 3 voxelů, (c) Model po mediánové filtraci 5 x 5 x 5 voxelů, (d) Model po mediánové filtraci 7 x 7 x 7 voxelů, (e) Model po mediánové filtraci 9 x 9 x 9 voxelů, (f) Model po mediánové filtraci 11 x 11 x 11 voxelů [zdroj: vlastní]



Obrázek 53: QR kód pro záznam 3D modelů před a po filtraci mediánovým filtrem [zdroj: vlastní]

## 7.5 Průběh tisku

Tisk reálných 3D modelů už nebyl tak uspokojivý jako to bylo u obrazu uměle vytvořených. Samotný tisk se potýkal s různými problémy, které tisk komplikovaly. Jako například nelineární tvar modelů s tím spojené ucpání trysky 3D tiskárny filamentem a nechtěné odlepování výtisků od podložky. Musely být dolazeny všechny parametry 3D tisku, aby tyto pro tisk náročné modely byla 3D tiskárna schopna vytisknout. Většina modelů byla tištěna na tiskárně Trilab. Nejlepší nastavení tiskárny pro reálné 3D modely je uvedeno v Tabulka 7. K tisku byl využit oranžový a bílý filament od firmy PM pro tiskárnu Trilab a bílý filament Creality pro tiskárnu Ender 3 Pro. Přesné rozdělení je popsáno v Tabulka 10. Průběh tisku modelů je znázorněn z time-lapse videa pod tímto QR kódem (viz Obrázek 54). Nativní obraz každého modelu byl tištěn spolu se svými filtrovanými modely. Každý model byl vyhotoven v 6 různých nastaveních.

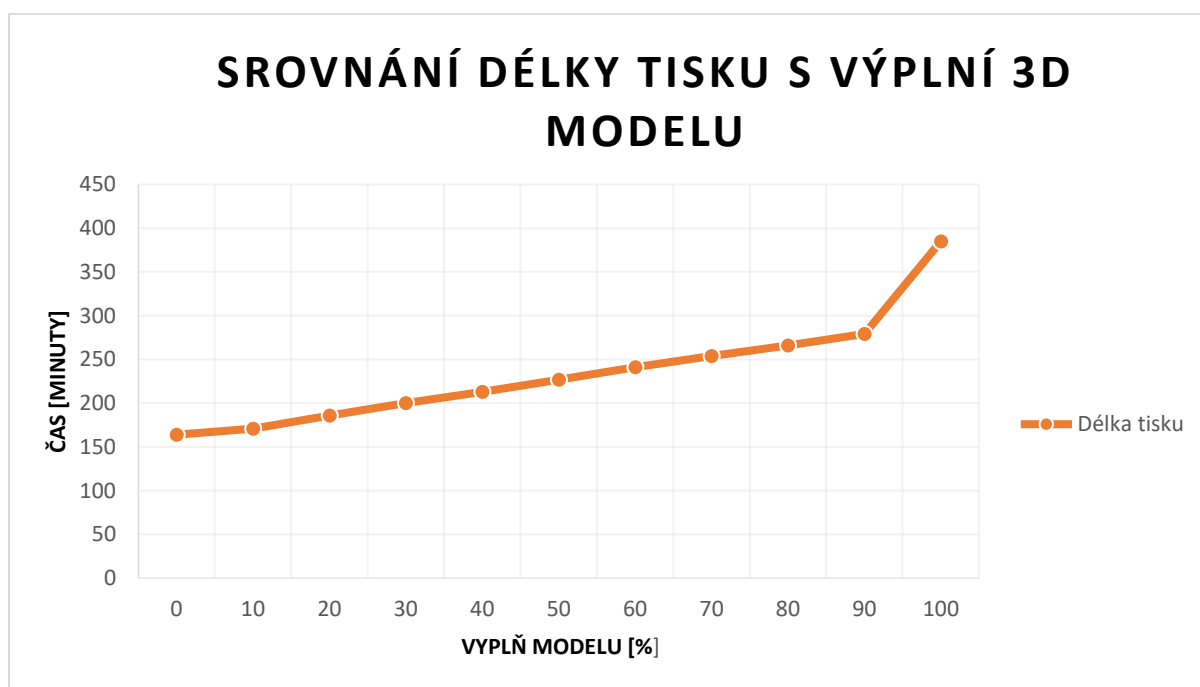
Tabulka 10: Parametry výsledných 3D modelů [zdroj: vlastní]

Model	Filament	Délka tisku	3D Tiskárna
Prostata1	PM oranžová	630	Trilab deltiq 2
Prostata2	PM oranžová	408	Trilab deltiq 2
Prostata3	PM oranžová	667	Trilab deltiq 2
Prostata4	PM oranžová	630	Trilab deltiq 2
Prostata5	PM oranžová	660	Trilab deltiq 2
Prsa1	PM oranžová	102	Trilab deltiq 2
Prsa2	PM oranžová	180	Trilab deltiq 2
Prsa3	PM oranžová	193	Trilab deltiq 2
Prsa4	PM oranžová	108	Trilab deltiq 2
Prsa5	PM oranžová	330	Trilab deltiq 2
Mozek1	Creality bílá	240	Ender 3 Pro
Mozek2	PM bílá	102	Trilab deltiq 2
Mozek3	PM bílá	101	Trilab deltiq 2
Mozek4	Creality bílá	153	Ender 3 Pro
Mozek5	Creality bílá	830	Ender 3 Pro



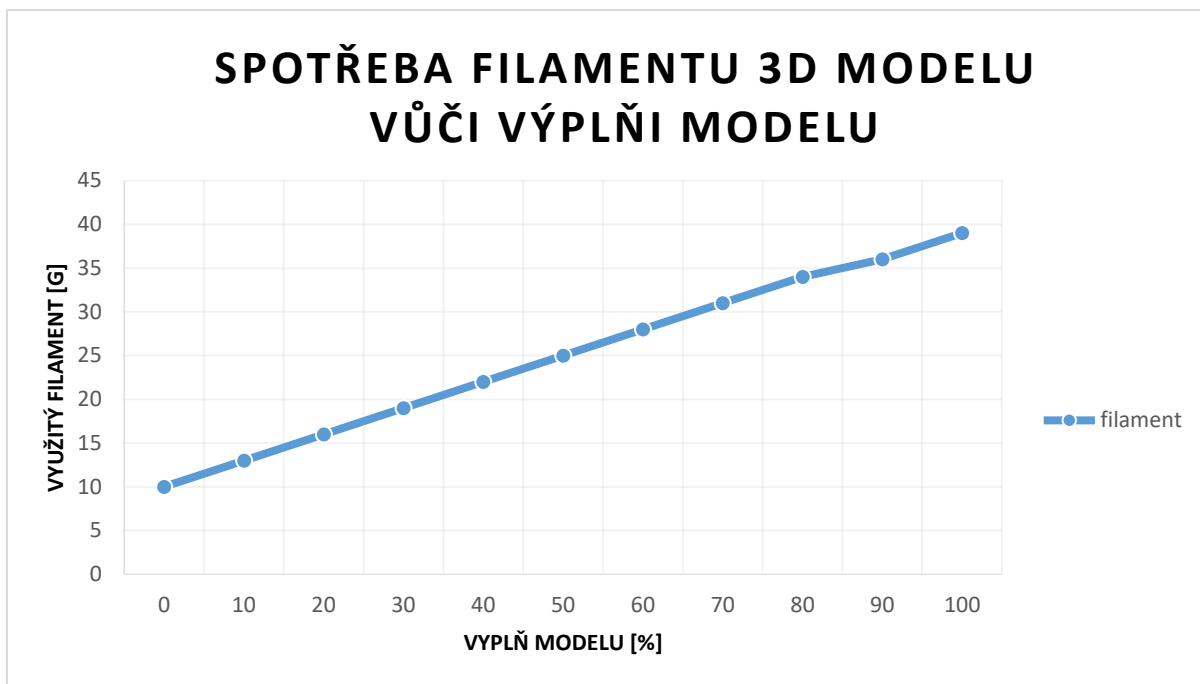
Obrázek 54: QR kód time-lapse videí z průběhu tisku 3D modelů [zdroj: vlastní]

Pro správné nastavení tisku všech modelů byly zvoleny individuální parametry. Doba tisku je poměrně dlouhá, a proto byla zvolena cesta co nejvyšší kvality za nejnižší čas tisku. U modelu lze nastavit také jeho výplň, ale s narůstajícím množstvím výplně lineárně vzrůstá také doba tisku, jak je uvedeno na Obrázek 55. Při nastavení dutého modelu doba tisku trvá 2 hodiny a 45 minut, při 50 % 3 hodiny a 47 minut, když by byla zvolena cesta plného modelu (100 %), tisk by trval 6 hodin a 25 minut. Tyto parametry jsou uvedeny pro mnou segmentovanou prostatu bez použití mediánového filtru. S rostoucím časem tisku, vzrůstá také hodnota výtisku. Když by byl sečten pouze použitý materiál (viz Obrázek 56), tak by bylo dosaženo z 10 gramů filamentu za dutý model, přes 25 gramů filamentu za model s 50 % výplně až k plnému modelu, který by měl 39 gramů.



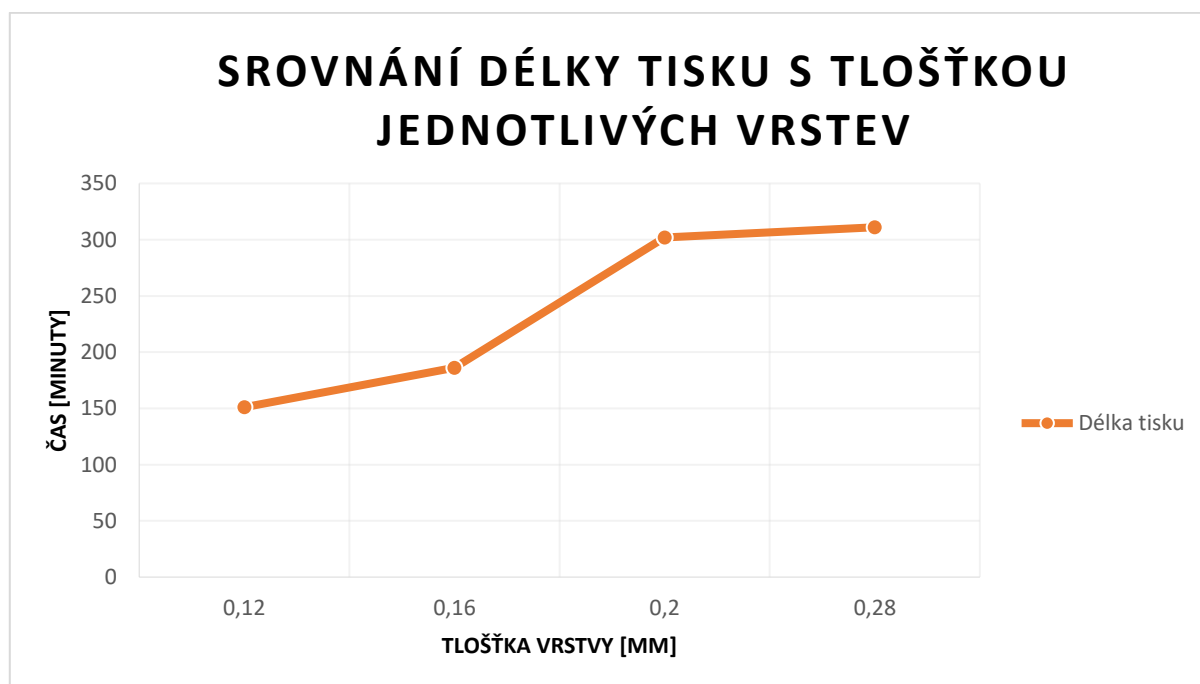
Obrázek 55: Graf srovnání délky tisku s procentuální výplní modelu [zdroj: vlastní]





Obrázek 56: Graf srovnání spotřebovaného filamentu s procentuální výplní modelu [zdroj: vlastní]

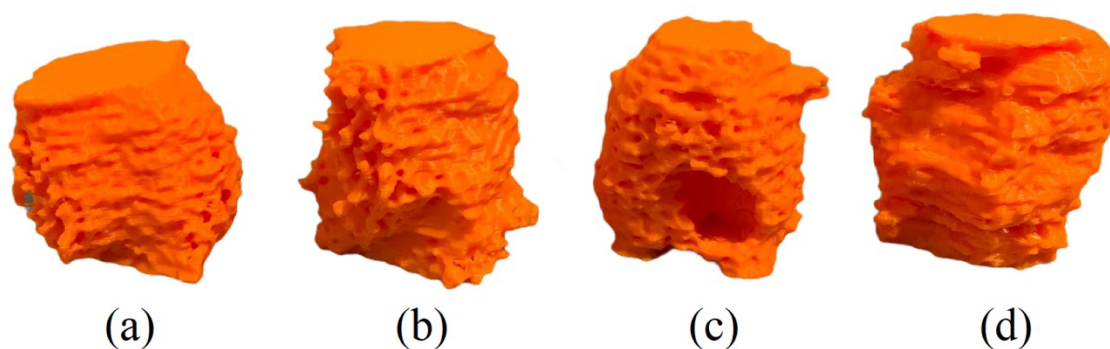
Dalším parametrem, který prodlužuje dobu tisku je tloušťka jednotlivých vrstev nanášeného filamentu. Při nastavení stejné výplně modelu, se použitím materiálu nezvyšuje. Zvyšuje se pouze doba tisku, za kterou se daný model vytiskne. Pro segmentovanou prostatu1 byly nastaveny 4 tloušťky vrstev. Na Obrázek 57 je uvedena doba tisku pro tloušťku 0,12 mm a 0,16 mm, která je o dost vyšší než pro tloušťku 0,2 mm a 0,28 mm. Časový rozdíl mezi 0,2 mm a 0,28 mm nebyl tak výrazný, ale zato měl velký vliv na výslednou kvalitu. Proto bylo pro tisk segmentovaných modelů zvolena tloušťku vrstvy 0,2mm.



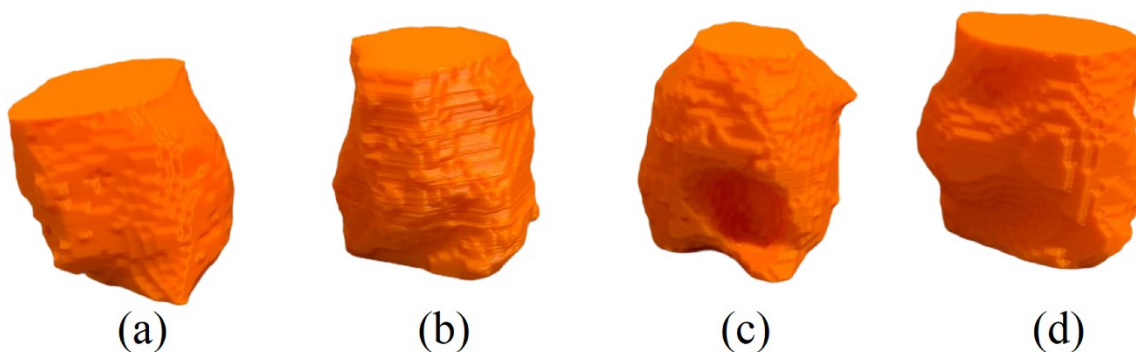
Obrázek 57: Graf srovnání délky tisku s tloušťkou jednotlivých vrstev [zdroj: vlastní]

## 7.6 Výsledné 3D modely

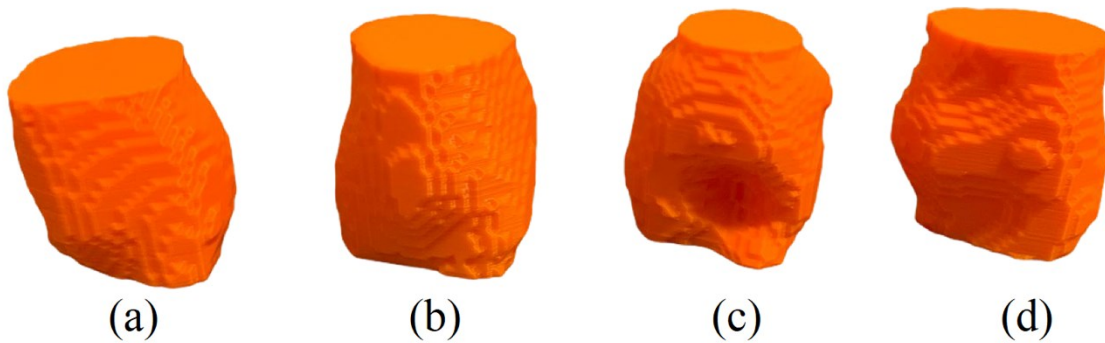
Nastavení 3D tiskárny bylo zvoleno pro co nejlepší kvalitu za co nejkratší čas. Z hlediska dodržení všech zmíněných kvalitativních postupů při samotném 3D tisku, byly modely vytisknuté v očekávané kvalitě i přes všechny komplikace, které byly s tiskem způsobeny. Potvrdily se teoretické předpoklady ohledně časové náročnosti procesu 3D tisku. Celkový tisk modelů byl i z důvodu nepovedených pokusů v rámci dnů čistého tisku. Model byl tvořen postupně vrstva po vrstvě směrem vzhůru a tedy u některých modelů, lze vidět skoky mezi jednotlivými vrstvami. Na Obrázek 58 jsou ilustrovány ukázky vytisknutých nativních modelů prostat. Na Obrázek 59 jsou stejné modely po filtraci mediánovým filtrem  $5 \times 5 \times 5$  voxelů a na Obrázek 60 jsou modely po filtraci mediánovým filtrem  $11 \times 11 \times 11$  voxelů. Více vytištěných 3D modelů je znázorněno v příloze této diplomové práce.



Obrázek 58: Nativní 3D modely prostaty (a) Prostata1, (b) Prostata3, (c) Prostata4, (d) Prostata5, [zdroj: vlastní]



Obrázek 59: 3D modely prostaty po filtraci mediánovým filtrem  $5 \times 5 \times 5$  voxelů (a) Prostata1, (b) Prostata3, (c) Prostata4, (d) Prostata5 [zdroj: vlastní]



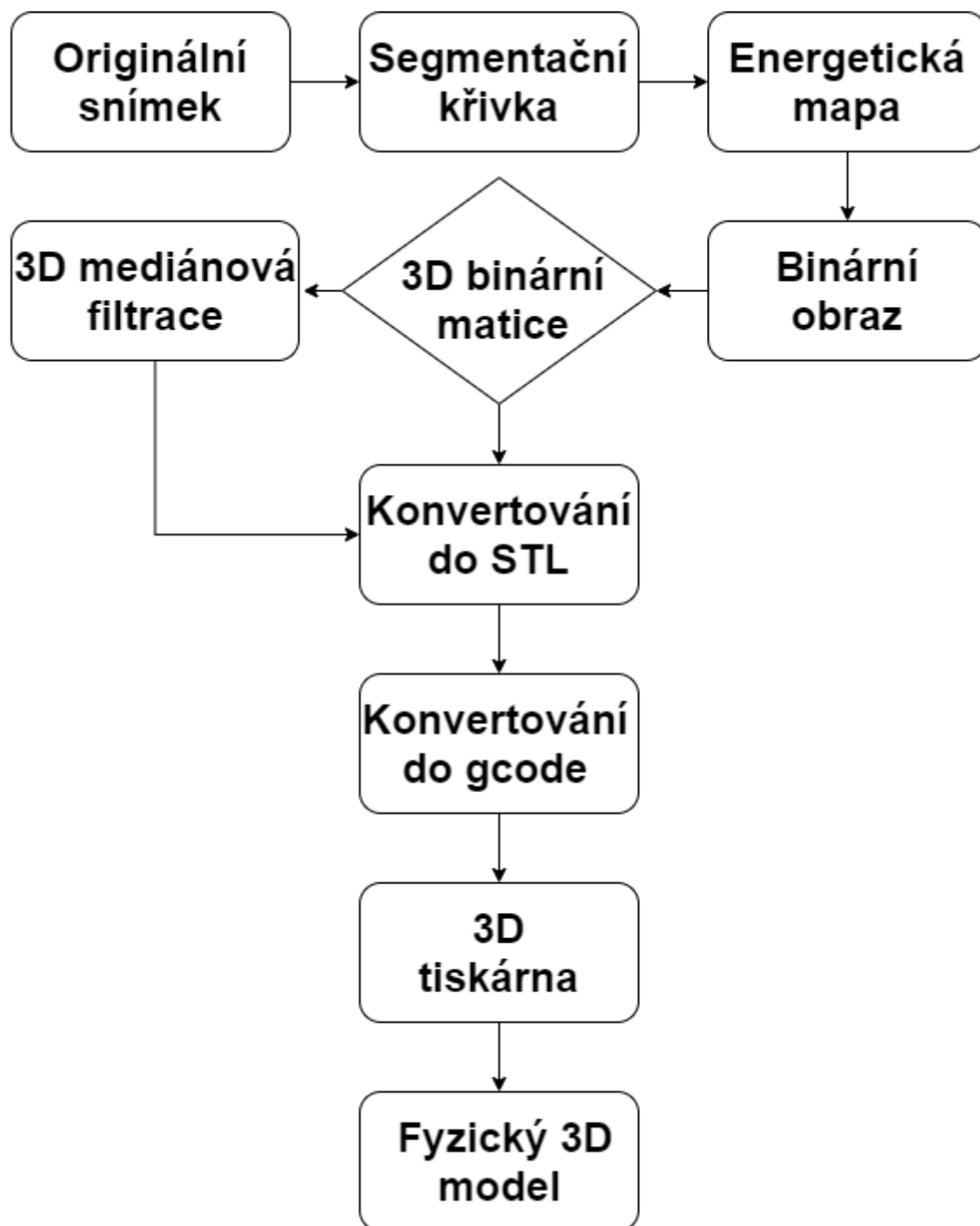
Obrázek 60: 3D modely prostaty po filtraci mediánovým filtrem  $11 \times 11 \times 11$  voxelů (a) Prostata1, (b) Prostata3, (c) Prostata4, (d) Prostata5 [zdroj: vlastní]

## 8 Evaluace výsledků

Výsledky, které byly získány na základě stanovených hypotéz a cílů lze rozdělit na vytvoření 3D modelů a následně tisk 3D modelů.

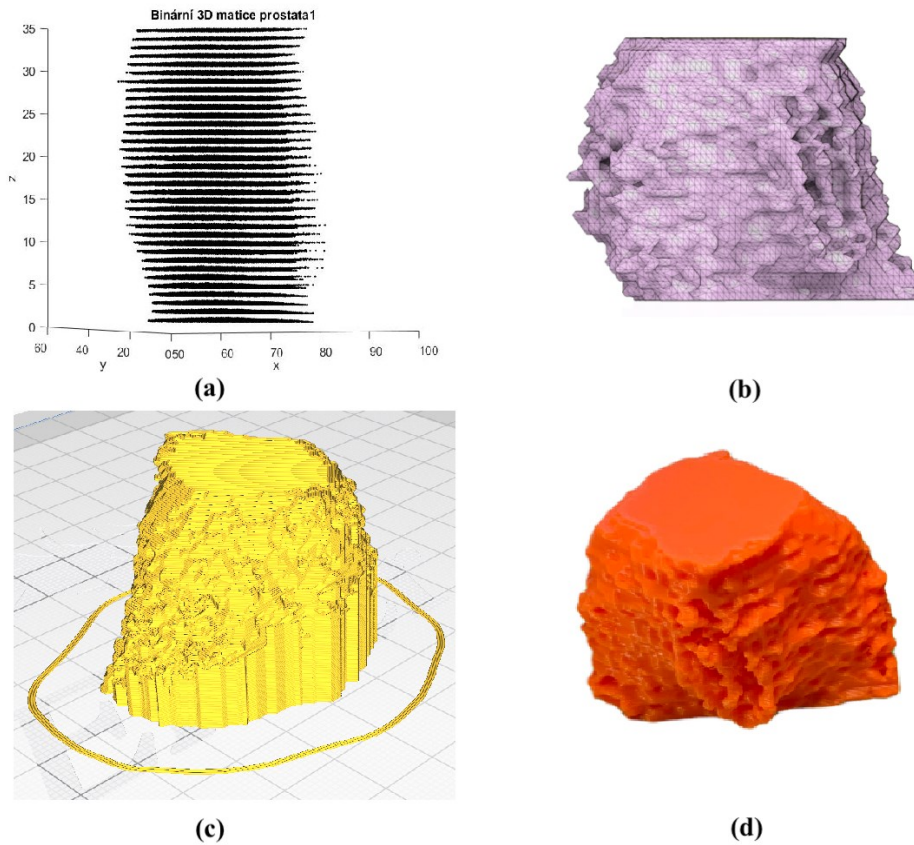
### 8.1 Vytvoření 3D modelů

Modely byly vytvořeny na základě stanovených segmentačních metod. K získání dat, byla zvolena pro každou datovou sadu snímku jiná nastavení segmentačních metod. Výsledné 3D modely přesně kopírovaly linii nádorů, které byly vidět i pouhým okem. Výše zmiňované metody a postupy jsou dohromady seskupeny v digramu (viz Obrázek 61).

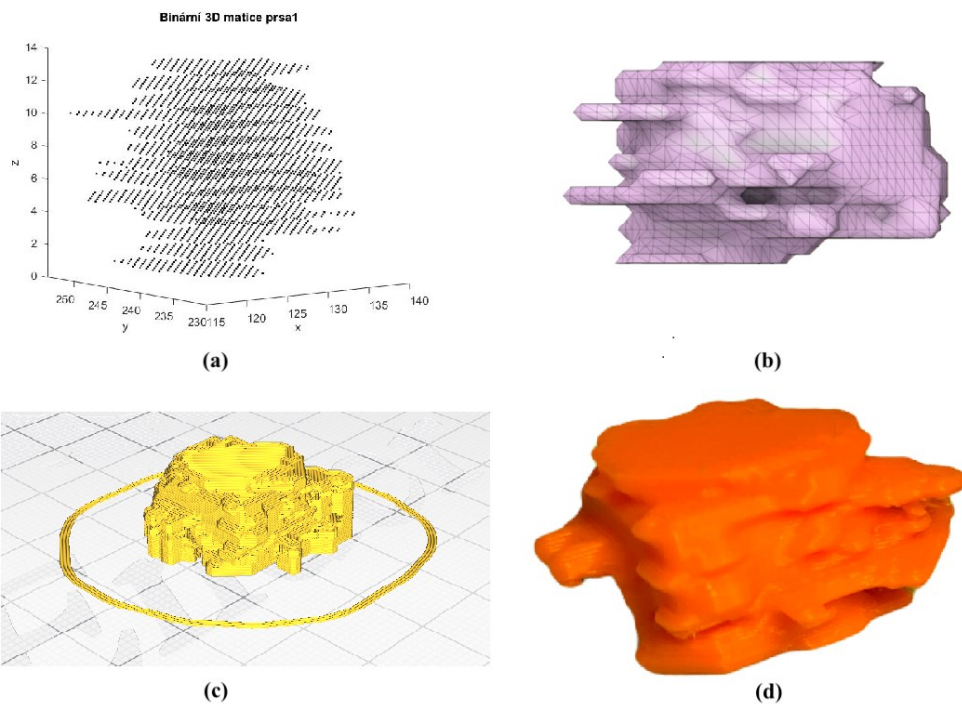


Obrázek 61: Diagram průběhu vytváření fyzický 3D modelů z originálních snímků [zdroj: vlastní]

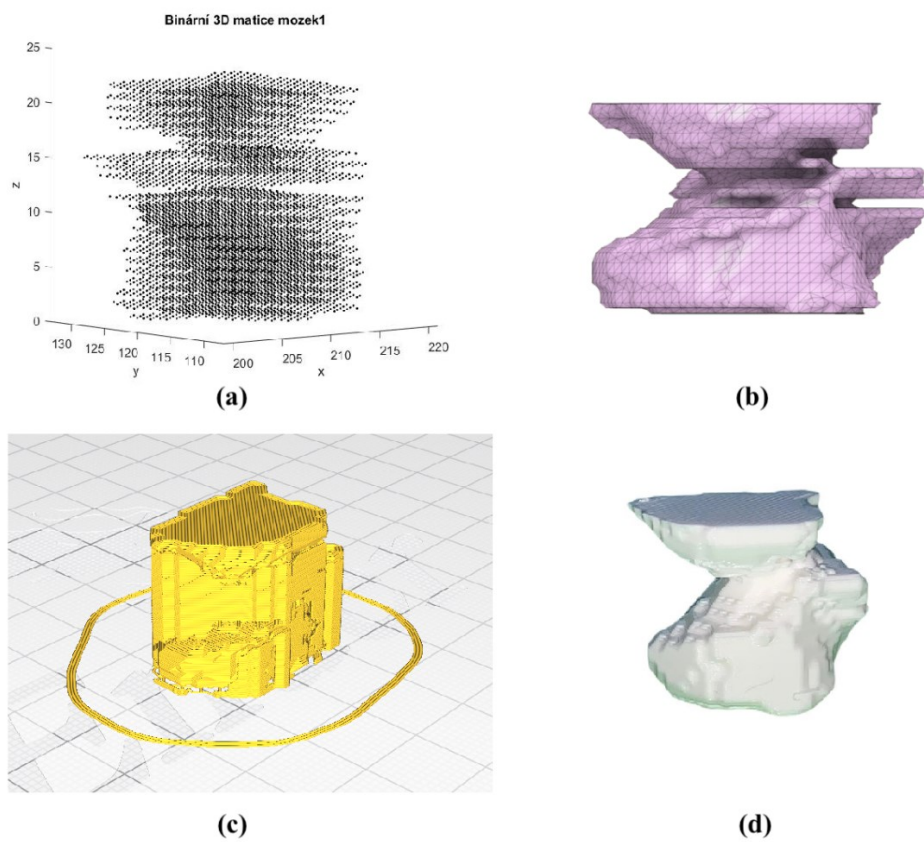
V předešlé kapitole 5 bylo popisováno získání binární 3D matice za pomoci segmentačních metod. Na Obrázek 62, Obrázek 63 a Obrázek 64 je znázorněn postup k dosažení finálního fyzického 3D produktu. Kdy binární 3D matice je převedena do STL souboru, který je následně za pomoci volně dostupného softwaru převeden na .gcode a finální produkt je vytištěn na 3D tiskárně. Další ukázky modelů jsou vloženy do příloh této diplomové práce.



Obrázek 62: Ukázka procesu převodu binární 3D matice prostaty1 do výsledného fyzického modelu, (a) Binární 3D matice prostaty1, (b) STL model prostaty1, (c) Gcode model prostaty1, (d) Fyzický 3D model prostaty1 z 3D tiskárny Trilab deltiq 2 [zdroj: vlastní]



Obrázek 63: Ukázka procesu převodu binární 3D matice prsou1 do výsledného fyzického modelu, (a) Binární 3D matice prsa1, (b) STL model prsa1, (c) Gcode model prsa1, (d) Fyzický 3D model prsou1 z 3D tiskárny Trilab deltiq 2 [zdroj: vlastní]



Obrázek 64: Ukázka procesu převodu binární 3D matice mozek1 do výsledného fyzického modelu, (a) Binární 3D matice mozku1, (b) STL model mozku1, (c) Gcode model mozku1, (d) Fyzický 3D model mozku1 z 3D tiskárny Creality Ender 3 Pro [zdroj: vlastní]

## 8.2 Tisk 3D modelů

Výsledné modely nativních obrazů vytvořené v MATLABu, měly velmi ostré linie a hrany. 3D tisk je dokázal fyzicky vyobrazit, ale pro lepší výsledky byla zvolena cesta 3D filtrace nativních obrazů za pomoci mediánového filtru. Nejlepší výsledky měly dle získaných dat modely, na které byl využit 3D mediánový filtr o velikosti 3 x 3 x 3 a 5 x 5 x 5 voxelů. Tyto modely měli po filtraci stále stejný tvar jako nativní modely, ale bez ostrých hran, linií nebo ostrůvků. Také se projevil čas tisku jednotlivých modelů (viz Tabulka 11). Výrobek, který byl po mediánové filtraci 11 x 11 x 11 voxelů, trval vytisknout téměř o polovinu času méně než nativní model. Ovšem kvalita a podobnost mezi těmito modely nebyla vůbec stejná.

Z toho vyplývá, že nejlepší varianta modelu je po filtraci 3 x 3 x 3 nebo 5 x 5 x 5 voxelů. Rozdíl mezi těmito modely s modelem nativním nejsou značně odlišné, ale délka tisku je zřetelně kratší. Další hodnocený parametr může být spotřeba použitého materiálu. U zvoleného modelu je rozdíl v řádech gramů, ale když se spotřebované množství převede na procenta, úspora materiálu u modelu po filtraci mediánovým filtrem 3 x 3 x 3 voxelů byla 23 % a u modelu po filtraci filtrem 5 x 5 x 5 voxelů 28 %. Tento parametr může být klíčový u spotřeby materiálu, při tisku daleko většího modelu.

Tabulka 11: Délka tisku 3D modelu Prostaty3 [zdroj: vlastní]

3D model prostaty 3	Délka tisku (minuty)	Spotřeba filamentu (gramy)
Nativní obraz	212	18
Obraz po mediánové filtraci 3x3x3 voxelů	117	14
Obraz po mediánové filtraci 5x5x5 voxelů	97	13
Obraz po mediánové filtraci 7x7x7 voxelů	89	12
Obraz po mediánové filtraci 9x9x9 voxelů	84	12
Obraz po mediánové filtraci 11x11x11 voxelů	83	12

## 9 Závěr

Úkolem diplomové práce, bylo popsat zpracování obrazu a volumetrickou segmentaci pro účely 3D tisku. V teoretické části byla na začátku sepsána problematika získávání medicínských obrazů, seznámení s 3D tiskem a samotná segmentace obrazu s jednotlivými principy daných metod. Pro volumetrickou segmentaci byla vytvořena rešerše, která se zabývala zahraničními zdroji s problematikou segmentace zájmových oblastí z medicínských obrazů. Především byl kladený důraz na metodu aktivních kontur, která je v práci nejvíce používána.

K segmentaci obrazu bylo využito celkově 15 sad medicínských obrazů, na které byla aplikována segmentační metoda aktivních kontur. V obrazech byla zájmová oblast patologický nález, který byl z obrazu segmentován. V práci byly detailně ukázány jednotlivé výstupy segmentací společně s 3D grafem zobrazující jednotlivé řezy segmentovaných částí. Celý výstup byl uložen do 3D matice. K segmentaci obrazu byla využita i Otsu metoda, kdy ze 137 snímků mozku byl segmentován samotný mozek.

Výsledné segmentované části, uložené v 3D matici byly pro potřebu 3D tisku upraveny. Používaný formát 3D modelů pro realizaci 3D tisku je formát STL. Za pomoci MATLABu bylo realizováno grafické uživatelské prostředí, v kterém lze snadno vytvořené 3D matice do takového souboru převést. Takto převedené modely byly již aplikovány k realizaci 3D modelů reálných obrazů.

Za pomoci volně dostupného softwaru byly STL formáty reálných obrazů převedeny do formátu .gcode, kterým je udáváno nastavení pro danou 3D tiskárnu s konkrétními úkony. Segmentované 3D modely ovšem měly dost ostrých hran a ostrůvků mimo model. Proto byl využit 3D mediánový filtr, pro vyhlazení výsledných modelů. Celkově bylo využito 5 nastavení filtru a nejlepší výsledky byly zaznamenány s mediánovým filtrem o velikosti 5 x 5 x 5 voxelů. Modely byly vyhlazené, ale nebyly deformované s velkými změnami jako to bylo například u filtru 11 x 11 x 11 voxelů.

Výsledný 3D tisk modelů probíhal několik dnů čistého tisku, potvrdila se tedy známá časová náročnost samotného 3D tisku. Tisk se potýkal s problémy, kdy se ke konci tisku ucpala tisková tryska, která celý tisk znehodnotila nebo se odlepil tištěný model od tiskové podložky od začátku tisku. Výsledné nastavení, které bylo pro tisk zvoleno vykazovalo výborné výsledky tištěných modelů. Také byly srovnány rozdíly mezi tiskem na základní 3D tiskárně Creality ender 3 pro s jednou profesionální a mnohonásobně dražší Trilab deltiq 2. Rozdíly mezi těmito 3D tiskárnami při perfektním nastavení neměly na výslednou kvalitu modelů zásadní vliv.

Tato diplomová práce odhalila, že fenomén ztvárňování 3D modelů, za pomoci 3D tisku je v dnešní době velice aktuální. Ve spojení s medicínou a segmentací obrazu může objevit sféru moderního využití.



## Literatura

- [1] MALÍKOVÁ, Hana. *Základy radiologie a zobrazovacích metod*. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum, 2019. [cit. 2020-10-18]. ISBN 978-80-246-4036-5.
- [2] ČERNÝ, Vladimír. *Výpočetní tomografie v tkáňové charakteristice myokardu*. Praha, 2020. Dizertační práce. Univerzita Karlova, 1. lékařská fakulta, Radiodiagnostická klinika 1. LF UK a VFN v Praze. [cit. 2020-10-18]. Vedoucí práce Mašek, Martin.
- [3] FERDA, Jiří. *Inovativná zobrazovací metody*. Praha: Galén, 2015. [cit. 2020-10-18]. ISBN 978-80-7492-194-0.
- [4] SMUTNÁ, Barbora. Časový průběh péče o pacienta na pracovišti magnetické rezonance [online]. Brno, 2018 [cit. 2020-11-14]. Available from: <<https://theses.cz/id/gxcd0w/>>. Bachelor's thesis. Masaryk University, Faculty of Medicine. Thesis supervisor Blanka Dostálová.
- [5] MECHL, Marek, Jaroslav TINTĚRA a Jan ŽIŽKA. *Protokoly MR zobrazování*. Praha: Galén, c2014. [cit. 2020-11-14]. ISBN isbn978-80-7492-109-4.
- [6] CREMA, Michel D., Frank W. ROEMER, Monica D. MARRA, et al. Articular Cartilage in the Knee: Current MR Imaging Techniques and Applications in Clinical Practice and Research. *RadioGraphics* [online]. 2011, **31**(1), 37-61 [cit. 2020-12-07]. ISSN 0271-5333. Dostupné z: doi:10.1148/rg.311105084
- [7] SEIDL, Zdeněk a Manuela VANĚČKOVÁ. *Magnetická rezonance hlavy, mozku a páteře*. Praha: Grada, 2007. [cit. 2020-11-14]. ISBN 978-802-4711-065.
- [8] VOMÁČKA, Jaroslav, Josef NEKULA a Jiří KOZÁK. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. V Olomouci: Univerzita Palackého, 2012. [cit. 2020-11-14]. ISBN 978-80-244.
- [9] VÁLEK, Vlastimil a Pavel ELIÁŠ. *Moderní diagnostické metody*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1998. [cit. 2020-11-14]. ISBN isbn80-701-3294-9.
- [10] FERDA, Jiří, Boris KREUZBERG a Milan NOVÁK. *Výpočetní tomografie*. Praha: Galén, c2002. [cit. 2020-11-14]. ISBN isbn80-726-2172-6.
- [11] ZUNA, Ivan a Lubomír POUŠEK. *Úvod do zobrazovacích metod v lékařské diagnostice*. Praha: Vydavatelství ČVUT, 2000. [cit. 2020-11-14]. ISBN isbn80-010-2152-1.
- [12] FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA a Jan BAXA. *Multidetektorová výpočetní tomografie: technika vyšetření*. Praha: Galén, c2009. [cit. 2020-11-14]. ISBN 978-80-7262-608-3.

- [13] VAVREČKA, Marek. *Laboratorní přípravek k výuce principů výpočetní tomografie* [online]. Ostrava, 2013 [cit. 2020-12-10]. Dostupné z: <https://dspace.vsb.cz/handle/10084/98703>. Bakalářská práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava. Vedoucí práce Vladimír Kašík.
- [14] MERTOVÁ, Kristýna. *Interaktivní demonstrace principů výpočetní tomografie* [online]. Ostrava, 2020 [cit. 2020-12-10]. Dostupné z: <https://dspace.vsb.cz/handle/10084/140641>. Bakalářská práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava. Vedoucí práce Iveta Bryjová.
- [15] VICIANOVÁ, Veronika. *Extrakce objektů z medicínských obrazů na základě metody aktivních kontur* [online]. Ostrava, 2017 [cit. 2020-12-10]. Dostupné z: <https://dspace.vsb.cz/handle/10084/118929>. Bakalářská práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava. Vedoucí práce Jan Kubíček.
- [16] HEŘMAN, Miroslav. *Základy radiologie*. V Olomouci: Univerzita Palackého, 2014. [cit. 2020-12-10]. 978-80-244-2901-4.
- [17] SEDLÁŘ, Martin, Erik STAFFA a Vojtěch MORNSTEIN. *Zobrazovací metody využívající neionizující záření*. Brno: Masarykova univerzita, 2014, [cit. 2020-12-10]. 211 s. ISBN 978-80-210-7156-8. Dostupné také z: <https://munispace.muni.cz/library/catalog/view/160/3519/1075-1/1#preview>
- [18] Creality. *Creality3dshop* [online]. Creality 3D EU, 2020 [cit. 2020-12-10]. Dostupné z: <https://www.creality3dshop.eu>
- [19] CAMPR, Pavel. *Získávání 3D modelů lidských tkání z obrazových dat CT* [online]. 2005, , 58 [cit. 2020-11-15]. Dostupné z: [https://pavel.campr.cz/user\\_files/files/diplomova-prace-pavel-campr-2005.pdf](https://pavel.campr.cz/user_files/files/diplomova-prace-pavel-campr-2005.pdf)
- [20] RAEL, Ronald a Virginia SAN FRATELLO. *Printing architecture: innovative recipes for 3D printing*. Hudson, New York: Princeton Architectural Press, [2018]. Architecture briefs. [cit. 2020-11-15]. ISBN 978-1-61689-696-6.
- [21] KLOSKI, Liza Wallach a Nick KLOSKI. *Začínáme s 3D tiskem*. Přeložil Jakub GONER. Brno: Computer Press, 2017. [cit. 2020-11-15]. ISBN 978-80-251-4876-1.
- [22] GARCIA, Justine, ZhiLin YANG, Rosaire MONGRAIN, Richard L LEASK a Kevin LACHAPELLE. 3D printing materials and their use in medical education: a review of current technology and trends for the future. *BMJ Simulation and Technology Enhanced Learning* [online]. 2017, **4**(1), 27-40 [cit. 2020-11-15]. ISSN 2056-6697. Dostupné z: doi:10.1136/bmjstel-2017-000234
- [23] GARG, A., Jasmine Siu Lee LAM a M. M. SAVALANI. Laser power based surface characteristics models for 3-D printing process. *Journal of Intelligent Manufacturing* [online]. 2018, **29**(6), 1191-1202 [cit. 2020-11-15]. ISSN 0956-5515. Dostupné z: doi:10.1007/s10845-015-1167-9

- [24] ROZMUS, Magdalena, Piotr DOBRZANIECKI, Michał SIEGMUND a Juan Alfonso Gómez HERRERO. Design with Use of 3D Printing Technology. *Management Systems in Production Engineering* [online]. 2020, **28**(4), 283-291 [cit. 2020-11-15]. ISSN 2450-5781. Dostupné z: doi:10.2478/mspe-2020-0040
- [25] PRUŠA, Josef. *Základy 3D tisku*. 1. Praha: Prusa Research, 2019. [cit. 2020-11-15]. Dostupné také z: <https://shop.prusa3d.com/cs/prislusenstvi/992-zaklady-3d-tisku-s-josefem-prusou.html#>
- [26] *Digital Image Processing for Medical Applications*. 1. United States of America by Cambridge University Press, New York: G. Dougherty, 2019. [cit. 2020-11-15]. ISBN 978-0-521-86085-7.
- [27] KUBÍKOVÁ, Kristýna. *Metody detekce hran v biomedicínských obrazech* [online]. Ostrava, 2019 [cit. 2020-12-10]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/10084/136207>. Bakalářská práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava. Vedoucí práce Jan Kubíček.
- [28] DRAHORÁDOVÁ, Lucie. *Vývoj nástrojů pro segmentace a volumetrie mozku u RS - roztroušené sklerózy za účelem následného vyhodnocení zájmových objektů* [online]. Ostrava, 2018 [cit. 2020-12-10]. Dostupné z: <https://dspace.vsb.cz/handle/10084/133060>. Diplomová práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava. Vedoucí práce Ličev Lačezar.
- [29] STARÁ, Lucie. *Vývoj a rozšíření nástrojů pro segmentace a volumetrie mozku u RS - roztroušené sklerózy v prostředí FOTOM-NG za účelem následného vyhodnocení zájmových objektů* [online]. Ostrava, 2015 [cit. 2020-12-10]. Dostupné z: <https://dspace.vsb.cz/handle/10084/110825>. Diplomová práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava. Vedoucí práce Ličev Lačezar.
- [30] STRAKA, Stanislav. *Segmentace obrazu* [online]. Brno, 2009 [cit. 2020-12-10]. Dostupné z: <https://is.muni.cz/th/tzp80/>. Diplomová práce. MASARYKOVA UNIVERZITA. Vedoucí práce Radka Pospíšilova.
- [31] VALOŠEK, Jan. *Automatizovaný software pro úpravu a analýzu medicínských snímků* [online]. Ostrava, 2015 [cit. 2020-12-10]. Dostupné z: <https://dspace.vsb.cz/handle/10084/108897>. Bakalářská práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava. Vedoucí práce Jan Kubíček.
- [32] SANTARELLI, Chiara, Fabrizio ARGENT, Francesca UCCHEDDU, Luciano ALPARONE a Monica CARFAGNI. Volumetric interpolation of tomographic sequences for accurate 3D reconstruction of anatomical parts. *Elsevier* [online]. 2020, , 9 [cit. 2020-12-10]. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0169260719321625?via%3Dihub>
- [33] TEK, Hüseyin a Benjamin B. KIMIA. Volumetric Segmentation of Medical Images by Three-Dimensional Bubbles. *Computer Vision and Image Understanding* [online]. 1997, **65**(2), 246-258 [cit. 2021-01-21]. ISSN 10773142. Dostupné z: doi:10.1006/cviu.1996.0579
- [34] LORIGO, Liana M., Olivier FAUGERAS, W. E. L. GRIMSON, Renaud KERIVEN a Ron KIKINIS. Segmentation of bone in clinical knee MRI using texture-based geodesic active contours. WELLS,

William M., Alan COLCHESTER a Scott DELP, ed. *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention — MICCAI'98* [online]. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 1998, 1998-6-1, s. 1195-1204 [cit. 2021-01-21]. Lecture Notes in Computer Science. ISBN 978-3-540-65136-9. Dostupné z: doi:10.1007/BFb0056309

[35] WAY, Ted W., Lubomir M. HADJIISKI, Berkman SAHINER, Heang-Ping CHAN, Philip N. CASCADE, Ella A. KAZEROONI, Naama BOGOT a Chuan ZHOU. Computer-aided diagnosis of pulmonary nodules on CT scans: Segmentation and classification using 3D active contours. *Medical Physics* [online]. 2006, **33**(7Part1), 2323-2337 [cit. 2021-01-21]. ISSN 00942405. Dostupné z: doi:10.1118/1.2207129

[36] PARMAR, Chintan, Emmanuel RIOS VELAZQUEZ, Ralph LEIJENAAR, et al. Robust Radiomics Feature Quantification Using Semiautomatic Volumetric Segmentation. *PLoS ONE* [online]. 2014, **9**(7) [cit. 2021-01-21]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0102107

[37] TANG, Min, Zichen ZHANG, Dana COBZAS, Martin JAGERSAND a Jacob L. JAREMKO. Segmentation-by-detection: A cascade network for volumetric medical image segmentation. In: *2018 IEEE 15th International Symposium on Biomedical Imaging (ISBI 2018)* [online]. IEEE, 2018, 2018, s. 1356-1359 [cit. 2021-01-21]. ISBN 978-1-5386-3636-7. Dostupné z: doi:10.1109/ISBI.2018.8363823

[38] SOUČEK, Tomáš. Segmentace MR obrazu [online]. Liberec, 2019 [cit. 2021-01-21]. Dostupné z: <https://dspace.tul.cz/handle/15240/153376>. Diplomová práce. Technická univerzita v Liberci.

[39] ZHANG, Jing, C. H. YAN, C.K. CHUI a S.H. ONG. *Fast segmentation of bone in CT images using 3D adaptive thresholding* [online]. 2010, , 6 [cit. 2021-01-28]. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0010482509002157>

[40] GREENSTED, Andrew. Otsu Thresholding [online]. 2010 [cit. 2021-04-16]. Dostupné z: <http://www.labbookpages.co.uk/software/imgProc/otsuThreshold.html>

[41] Hetal J. Vala and Astha Baxi. International Journal of Innovative Research in Computer and Communication Engineering: A Review on Otsu segmentation algorithm. February 2013, [cit. 2021-04-16]. Vol 2.Issue 2. ISSN 2320-9798.

[42] VATS, Khushbu a Isha VATS. Otsu Image Segmentation Algorithm: A Review [online]. 2017, (Vol 5.) [cit. 2021-04-16]. ISSN 2320-9801. Dostupné z: [http://www.ijircce.com/upload/2017/june/164\\_21\\_Otsu.pdf](http://www.ijircce.com/upload/2017/june/164_21_Otsu.pdf)

[43] CHERNENKO, Sergey. *3D median filter*. 1. Německo: Librow, 2007. [cit. 2021-04-16]. Dostupné také z: <http://www.librow.com/articles/article-12>

[44] CHAN, Tony F.; VESE, Luminita A. Active contours without edges. *IEEE Transactions on image processing* [online]. 2001, 10.2: 266-277. [cit. 2021-04-19]. Dostupné z: <https://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?arnumber=902291>

[45] WANG, Li, et al. Active contours driven by local Gaussian distribution fitting energy. *Signal Processing* [online]. 2009, 89.12: 2435-2447. [cit. 2021-04-19]. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0165168409000942>

## Seznam příloh

Přílohy obsahují výstupy této diplomové práce. Na Edison byla nahrána pouze ukázka z jednotlivých částí, které tato diplomová práce řešila. Kompletní přílohy byly nahrány na virtuální online uložště pod odkazem:

[https://www.dropbox.com/sh/hiub7uz7bcmeuka/AAB1HKos\\_cl3ZM\\_XuKfhq9Mra?dl=0](https://www.dropbox.com/sh/hiub7uz7bcmeuka/AAB1HKos_cl3ZM_XuKfhq9Mra?dl=0)

### Testovane\_snimky

Ve složce se nachází snímky, které byly použity v této diplomové práci.

### MATLAB\_KODY

Složka obsahuje veškeré komentované kódy, algoritmy a graficky uživatelské prostředí, vytvořeno pro převedení 3D matice do STL souboru. Algoritmy jsou popsány hlavičkovým souborem.

### 3D\_modely

Složka obsahuje veškeré datové výstupy této diplomové práce. Všechny výstupy pochází ze softwaru MATLAB. Jedná se o matice 3D modelů ve formátu .mat a 3D modelu ve formátu STL.

### Fyzicke\_modely

V této složce jsou uloženy všechny fotografie vytištěných 3D modelů z 3D tiskárny.

### Zaznamy\_tisku

Složka obsahuje zrychlené nahrávky (time-lapse) z procesu tisku na 3D tiskárnách.s