



# Segmentace CT snímků a tvorba 3D dat pro CAD technologie

## Bakalářská práce

*Studijní program:* B3944 – Biomedicínská technika

*Studijní obor:* 3901R032 – Biomedicínská technika

*Autor práce:* **Tomáš Souček**

*Vedoucí práce:* Ing. Jan Koprnický, Ph.D.





# Segmentation of CT images and creating 3D data to CAD technology

## Bachelor thesis

*Study programme:* B3944 – Biomedical technology

*Study branch:* 3901R032 – Biomedical technology

*Author:* **Tomáš Souček**

*Supervisor:* Ing. Jan Koprnický, Ph.D.



## ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Tomáš Souček**  
Osobní číslo: **D14000015**  
Studijní program: **B3944 Biomedicínská technika**  
Studijní obor: **Biomedicínská technika**  
Název tématu: **Segmentace CT snímků a tvorba 3D dat pro CAD technologie**  
Zadávací katedra: **Fakulta zdravotnických studií**

### Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

Cíle práce:

1. Popsat a seznámit se s problematikou CT snímků měkkých tkání (segmentace ve vybraném SW).
2. Tvorba 3D dat z CT snímků s ohledem na zpracovatelnost CAD technologiemi.
3. Popis využívaných navigačních metod ve zdravotnictví.
4. Testování zvolené navigační metody na konkrétním modelu.

Teoretická východiska:

Současným trendem chirurgie je využití mini-invazivních operativních technik, které se neobejdou bez přesného navigování operačního nástroje. Práce si klade za cíl zmapovat a porovnat metody této navigace.

Výzkumné předpoklady:

Pro úspěšné vypracování této bakalářské práce se předpokládá nastudování principů segmentace CT snímků a seznámení s dostupným softwarem. Poté nastudování principů navigace, které se využívají ve zdravotnictví. Dále bude vytvořen 3D model pro reálné testování navigace.

Metoda:

Analýza současného stavu problematiky a ověření vybraných technik.

Technika práce:

Metody zpracování tomografických dat, SW pro práci s 3D daty, SW podporující simulace s 3D objekty (CAD SW).

Místo a čas realizace výzkumu:

Výzkum bude probíhat v období od listopadu 2016 do dubna 2017 v laboratořích na Technické univerzitě v Liberci.

Vzorek:

Nepředpokládá se využití respondentů.

Rozsah grafických prací:

Rozsah pracovní zprávy: **50 - 70**

Forma zpracování bakalářské práce: **tištěná/elektronická**

Seznam odborné literatury: **viz příloha**

Vedoucí bakalářské práce:


**Ing. Jan Koprnický, Ph.D.**

Ústav mechatroniky a technické informatiky

Datum zadání bakalářské práce: **1. srpna 2016**

Termín odevzdání bakalářské práce: **30. dubna 2017**



  
Mgr. Marie Froňková  
pověřena vedením fakulty

V Liberci dne 30. listopadu 2016

## Příloha zadání bakalářské práce

### Seznam odborné literatury:

- [1] BENEŠ, Jiří, Daniel JIRÁK a František VÍTEK. Základy lékařské fyziky. 4. vydání. V Praze: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum, 2015. ISBN 978-80-246-2645-1.
- [2] ROSINA, Jozef. Biofyzika: pro zdravotnické a biomedicínské obory. Praha: Grada, 2013. ISBN 978-80-247-4237-3.
- [3] FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA, Jan BAXA a Alexander MALÁN. Základy zobrazovacích metod. Praha: Galén, 2015. ISBN 978-80-7492-164-3.
- [4] HEŘMAN, Miroslav. Základy radiologie. V Olomouci: Univerzita Palackého, 2014. ISBN 978-80-244-2901-4.
- [5] HSIEH, Jiang. Computed tomography: principles, design, artifacts, and recent advances. 2nd ed. Bellingham, Wash.: SPIE Press, 2009. ISBN 978-081-9475-336.
- [6] CAMPR Pavel. Získávání 3D modelů lidských tkání z obrazových dat CT [online]. Plzeň, 2005 [cit. 2016-10-11]. Dostupné z: [http://pavel.campr.cz/user\\_files/files/diplomova-prace-pavel-campr-2005.pdf](http://pavel.campr.cz/user_files/files/diplomova-prace-pavel-campr-2005.pdf). Diplomová práce. Fakulta aplikovaných věd Západočeské univerzity v Plzni. Vedoucí práce Miloš Železný.
- [7] MATOUŠEK, Ivo. Počítačová grafika a CAD: základy geometrického modelování I. V Liberci: Technická univerzita, 2015. ISBN 978-80-7494-251-8.
- [8] WALEK, Petr, Martin LAMOŠ a Jiří JAN. Analýza biomedicínských obrazů: Počítačová cvičení. Brno: Vysoké učení technické v Brně, 2013. ISBN 978-80-214-4792-9.
- [9] SMĚKALOVÁ, Veronika. Rentgenová počítačová mikro tomografie měkkých tkání. Liberec, 2015. Bakalářská práce. Ústav zdravotnických studií Technické univerzity v Liberci. Vedoucí práce Prof. Ing. Aleš Richter.
- [10] TROCCAZ, Jocelyne. Medical robotics. Hoboken, N.J.: John Wiley and Sons, 2012. ISBN 978-1-84821-334-0.
- [11] GOMES, Paula. Medical robotics: minimally invasive surgery. Philadelphia: Woodhead Publishing Limited, 2012. ISBN 978-0-85709-130-7.
- [12] ROSEN, Jacob, Blake HANNAFORD. Surgical robotics systems applications and visions. New York: Springer, 2011. ISBN 978-1-4419-1126-1.
- [13] ME 328: Medical Robotics[online]. Stanford, CA, USA: Stanford University: Mechanical Engineering, 2016 [cit. 2016-10-11]. Dostupné z: <http://web.stanford.edu/class/me328/>
- [14] MADEJA, Roman. Počítačová navigace v traumatologii. Brno, 2014. Disertační práce. Masarykova univerzita, Lékařská fakulta. Vedoucí práce Ladislav Plánka.
- [15] NACHTNEBL, Luboš. Kinematická navigace v endoprotetice kolenního kloubu. Brno, 2011. Disertační práce. Masarykova univerzita, Lékařská fakulta. Vedoucí práce Pavel Janíček.

## Prohlášení

Byl jsem seznámen s tím, že na mou bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci (TUL) nezasahuje do mých autorských práv užitím mé bakalářské práce pro vnitřní potřebu TUL.

Užiji-li bakalářskou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědom povinnosti informovat o této skutečnosti TUL; v tomto případě má TUL právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Bakalářskou práci jsem vypracoval samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé bakalářské práce a konzultantem.

Současně čestně prohlašuji, že tištěná verze práce se shoduje s elektronickou verzí, vloženou do IS STAG.

Datum: 5.5.2017

Podpis: 

## Poděkování

Na tomto místě bych chtěl poděkovat vedoucímu mé bakalářské práce, Ing. Janu Koprnickému, Ph.D., za odborné vedení a cenné rady a připomínky při zpracování této práce. Dále bych rád poděkoval doc. Ing. Lukášovi Čapkovi Ph.D. za užitečné informace a poskytnutá data pro testování segmentačních nástrojů.

## Abstrakt

Tato bakalářská práce se zabývá zpracováním CT dat, popisuje metody předzpracování a segmentace CT snímků i následnou tvorbu 3D modelu pro možnosti dalšího využití CAD technologiemi. Dále seznamuje čtenáře s používanými metodami chirurgické navigace. V praktické části se práce věnuje porovnání vybraných nástrojů pro segmentaci a úpravu CT snímků.

**Klíčová slova:** segmentace, CT snímky, 3D modely, chirurgická navigace, 3D-Doctor, ITK-SNAP, 3D Slicer

## Abstract

This bachelor thesis focuses on the CT data processing, describes methods of preprocessing and segmentation of CT images as well as subsequent creation of 3D model for possibilities of further utilization by CAD technologies. It also introduces used surgical navigation methods to the reader. The practical part of the thesis deals with comparison of selected CT segmentation and editing tools.

**Keywords:** segmentation, CT images, 3D models, surgery navigation, 3D-Doctor, ITK-SNAP, 3D Slicer



# Obsah

Seznam zkratk	11
<b>1 Úvod</b>	<b>12</b>
<b>2 Teoretická část</b>	<b>13</b>
2.1 Získávání dat	13
2.1.1 Rentegové záření	13
2.1.2 Princip CT	16
2.1.3 Rekonstrukce obrazu	17
2.1.4 Formát uložení	19
2.2 Zpracování obrazu	20
2.2.1 Předzpracování obrazu	21
2.2.2 Metody segmentace	25
2.2.3 Tvorba 3D modelu	30
2.3 Navigace	33
2.3.1 Základní princip	34
2.3.2 Senzory polohy	36
2.3.3 Registrace	45
<b>3 Praktická část</b>	<b>48</b>
3.1 Porovnání dostupného softwaru	48
3.1.1 3D-Doctor	49
3.1.2 ITK-SNAP	53
3.1.3 3D Slicer	56
3.1.4 Shrnutí	61

3.2	Tvorba modelu pro 3D tisk . . . . .	62
<b>4</b>	<b>Závěr</b>	<b>63</b>
	<b>Literatura</b>	<b>64</b>
<b>A</b>	<b>Seznam příloh</b>	<b>70</b>
A.1	Příložené CD . . . . .	70

## Seznam zkratek

<b>1D</b>	jednorozměrný
<b>2D</b>	dvourozměrný
<b>3D</b>	trojrozměrný
<b>AD</b>	analogově digitální
<b>BSD</b>	licence pro svobodný software
<b>CAS</b>	počítačem podporovaná operace (Computer Assisted Surgery)
<b>CAD</b>	počítačem podporované projektování (Computer Aided Design)
<b>CAM</b>	počítačem podporovaná výroba (Computer Aided Manufacturing)
<b>CT</b>	výpočetní tomografie (Computed Tomography)
<b>DBP</b>	přímá zpětná projekce (Direct Back Projection)
<b>FBP</b>	filtrovaná zpětná projekce (Filtered Back Projection)
<b>HU</b>	Hounsfieldova jednotka (Hounsfield Unit)
<b>IB</b>	technologie pracující s obrazovým snímkem (Image-Based)
<b>IGS</b>	obrazem vedená operace (Image-Guided Surgery)
<b>ITK</b>	knihovna pro segmentaci obrazu (Insight ToolKit)
<b>MB</b>	technologie pracující s modelem (Model-Based)
<b>MR</b>	magnetická rezonance
<b>NURBS</b>	aproximační plocha (Non-Uniform Rational Basis Line)
<b>PACS</b>	nemocniční systém pro přenos a archivaci dat (Picture Archiving and Communication System)
<b>ROI</b>	oblast zájmu (Region of Interest)
<b>RP</b>	výrobní technologie pomocí 3D tisku (Rapid Prototyping)
<b>RTG</b>	rentgen
<b>TQM</b>	řízení kvality (Total Quality Management)
<b>VTK</b>	knihovna pro vizualizaci 3D grafiky (Visualization ToolKit)

# 1 Úvod

Rychlý rozvoj výpočetní techniky v posledních 50 letech umožnil její expanzi do nejrůznějších oborů, jedním z nich byla i medicína. Zde zásluhou toho došlo mimo jiné k velkému rozmachu zobrazovacích metod, zvláště pak výpočetní tomografie (CT) a magnetické rezonance (MR). Díky běžné dostupnosti těchto metod a stále se zvyšující kvalitě zobrazení vnitřních struktur se otevřel prostor pro další aplikace, které by z nich mohly vycházet. Vznikly tak nové obory (CAD), které pracují s geometrií jednotlivých tkání. Tyto obory využívají vytvořené modely například k analýze zkoumaných struktur, virtuálním simulacím nebo předoperačnímu plánování.

Další skupinou jsou obory, které tyto zrekonstruované modely dále materiálně využívají (CAM). Jde například o kombinaci s technologií 3D tisku (Rapid Prototyping) pro účely vytváření implantátů, protéz nebo fyzických modelů pro reálné simulace či edukaci. V neposlední řadě je možné využití modelu k realizaci chirurgické navigace, kterou se budu zabývat v této práci. Chirurgická navigace slouží při operacích k přesnému vedení operátora na cílenou tkáň, čímž umožňuje rychlejší a méně invazivní provádění zákroků. Cílem této práce je zmapovat a porovnat její používané metody.

## 2 Teoretická část

### 2.1 Získávání dat

Pro získání obrazu vnitřních struktur pacienta existuje několik zobrazovacích metod. Výpočetní tomografie je jednou z nejpoužívanějších jak v rámci diagnostiky, tak i z hlediska využití pro tvorbu 3D dat. V následující kapitole bude nastíněn princip funkce výpočetního tomografu včetně stručného popisu rekonstrukce výsledných snímků. Čerpáno bylo z těchto publikací: [1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8].

#### 2.1.1 Rentgové záření

Rentgenové záření (v zahraniční literatuře označované také jako paprsky X) je elektromagnetické záření pojmenované po svém objeviteli Wilhelmu Conradu Röntgenovi. Vzniká při interakci letících elektronů s hmotou v elektronovém obalu atomu. Toto záření má vlnovou délku  $10^{-8}$  až  $10^{-12}$  metru, což odpovídá frekvenci v řádech  $10^{16}$  až  $10^{20}$  Hz. Jeho frekvence je tedy mnohem větší než u viditelného záření a lidské oko ho není schopné pozorovat. Při tak velké frekvenci navíc dosahuje záření vysoké energie, díky které může ionizovat své okolí. Z toho důvodu ho řadíme mezi záření ionizující. Při pohybu ve vakuu ho ubývá s druhou mocninou vzdálenosti, a při průchodu hmotou se jeho část absorbuje a rozptýlí. Množství absorbovaného a rozptýleného záření závisí na vlastnostech materiálu, kterým prochází (atomové číslo a tloušťka). Přírodním zdrojem rentgenového záření jsou hvězdy. Uměle ho můžeme vytvořit rentgenovou lampou neboli rentgenkou, nebo urychlovačem.

## Biologické účinky

Při průchodu záření hmotou dochází k absorpci části energie, především ionizací a excitací atomů látky. To se děje, i pokud jde o živou hmotu, což pro ni může mít zhoubné účinky. Zvláště citlivé jsou pak na ozáření rychle se dělící buňky (krvetočné orgány, sliznice trávicí trubice, buňky vlasového folikulu a další). Biologické účinky záření dělíme na stochastické a deterministické. Stochastické účinky jsou způsobeny změnami v genetické informaci buněk, a jsou bezprahové, což znamená, že se mohou projevit i při velmi malých dávkách záření. S velikostí dávky se pak zvyšuje riziko jejich vzniku. Typickými projevy mohou být genetické změny, nebo vznik zhoubných nádorů. Deterministické účinky jsou způsobeny odumíráním části buněk ozářené tkáně. V tomto případě je nutná určitá dávka záření absorbovaného v tkáni, pod jejíž hodnotu se následky neprojeví. Pokud se ovšem kritická mez překročí, může dojít k tzv. akutní nemoci z ozáření, nebo lokálním zánětům na kůži.

Absorbovaná dávka ( $D$ ) je definována jako podíl energie absorbovaného záření v nějakém objemovém elementu a hmotnosti tohoto elementu. Základní jednotkou je 1 Gray ( $Gy$ ) = 1 J/kg. Druhou používanou veličinou pro klasifikaci negativních účinků je dávkový ekvivalent ( $D_{ekv}$ ). Tato veličina zohledňuje účinky jednotlivých druhů záření a biologické vlastnosti ozařované tkáně. Násobí tedy absorbovanou dávku jakostním koeficientem ( $k$ ), a udává se v jednotkách Sievert ( $Sv$ ), jehož rozměr je stejný jako u absorbované dávky.

## Využití v medicíně

Kvůli svým vlastnostem lze rentgenové záření využít jak pro terapeutické účely, tak k diagnostice. Letální účinky záření se využívají v *radioterapii* pro ničení nádorové tkáně, která je na něj díky aktivnímu dělení citlivější. V rámci léčby nenádorových onemocnění, pak jde spíše o zabránění zhoršování stavu, nebo úlevu od bolesti. Pro tento účel stačí i velmi malé dávky záření, nicméně i u nich jsou rizika stochastických účinků, proto se v těchto případech využívá radioterapie až jako poslední možnost po vyčerpání ostatních léčebných metod.

V diagnostice využívá rentgenové záření obor, který se jmenuje *Radiologie*. Základním principem radiologických zobrazovacích metod je, že záření, které prochází hmotou, je v této hmotě tlumeno v závislosti na jejích vlastnostech. V lidském těle např. měkká tkáň absorbuje v porovnání s kostí výrazně méně záření, jelikož je složena z menších atomů, které záření zachytávají. Toho přímo využívá metoda zvaná *skiografie*. Jde o snímkování, při kterém se za snímávaný objekt, např. ruku pacienta, umístí rentgenový fotografický film, na němž vzniká dvourozměrný obraz. Tento obraz je negativním zobrazením hustoty tkáně – tedy za měkkými tkáněmi je větší zčernání filmu (absorbují méně záření) a kosti se pak jeví na filmu světlejší. Používá se tedy na zobrazování skeletu. Druhou velmi používanou metodou je *skiaskopie*, kde je snímkování prováděno v tak vysoké frekvenci, že umožňuje sledovat dynamické děje jako peristaltiku trávicího traktu, dýchací pohyby, pohyb zaváděného katetru, nebo postup kontrastní látky organismem. Při tomto vyšetření je rentgenový film nahrazen fluorescenčním štítem. Ten zachytí prošlé záření a pomocí analogově-digitálního převodu lze obraz zobrazit na monitoru. Nevýhodou ve srovnání se skiografií je mnohem větší radiační zátěž. Další rentgenovou zobrazovací metodou je výpočetní tomografie, jejíž princip bude popsán v další kapitole.

### **Rentgenová lampa**

Jak bylo už dříve řečeno, nejvíce používaným umělým zdrojem rentgenového záření je tzv. *rentgenová lampa* (neboli rentgenka, nebo také rentgenová trubice). Je to skleněná vakuová trubice se dvěma zabudovanými elektrodami – zápornou katodou a kladnou anodou. Katoda je složena z wolframové spirály a záporně nabitě kovové misky. Anodu tvoří zkosený wolframový disk. Při žhavení vlákna katody se termoemisí uvolňují elektrony, které jsou odpuzovány fokusační miskou a vysokým napětím (70–150 kV) urychleny do termického ohniska anody. Tam jsou poté elektrony prudce zbrzděny a vzniká rentgenové záření směřované do okénka rentgenky. Materiál anody je volen mimo jiné kvůli své těžké tavitelnosti a dobré tepelné vodivosti, protože 99 procent energie dopadajících elektronů je přeměněno na teplo, na RTG záření tedy jen zhruba 1 procento. Anoda také při provozu rotuje, aby svazek elektronů nedopadal neustále na jedno místo. Kolem samotné rentgenky pak cirkuluje olej, který se podílí na jejím chlazení. Tvrdost rentgenového záření může-

me řídit napětím mezi katodou a anodou. Menším napětím získáme měkké záření, které má menší prostupnost látkami, naopak vyšším napětím generujeme tvrdé záření s vyšší energií a prostupností.

### **2.1.2 Princip CT**

Výpočetní tomografie (CT – computed tomography, používá se i nepřesný název „počítačová tomografie“) je radiologická diagnostická metoda, která slouží k zobrazení vnitřních struktur pacienta. Využívá, podobně jako snímkování, zeslabení rentgenového záření při průchodu tělem. Díky kruhovému pohybu rentgenky a detektoru kolem pacienta však lze zobrazit zvolená vrstva, což přináší mnohem kvalitnější anatomické informace. Řezy jsou tvořeny v transversální rovině a typicky mají od 0,5 mm do 5 mm. Celkové vyšetření se pak skládá z mnoha sousedních vrstev. Obrovským přínosem je také přítomnost výpočetní techniky, díky níž je možné prakticky okamžitá rekonstrukce obrazu.

#### **Součásti výpočetní tomografie**

Mezi hlavní součásti patří rentgenka, detektory, gantry, vyšetřovací stůl, počítač a zobrazovací systém. Rentgenka produkuje úzký svazek záření, který prochází tělem pacienta a dopadá na detektory naproti rentgence. Detektory registrují intenzitu dopadajícího záření a převádí ji na elektrický signál. Nejmodernější přístroje (tzv. Multidetektorové) mají detektory umístěné ve více řadách a mohou být buď pevně umístěny do kružnice kolem pacienta, nebo tvoří výseč, která je pevně spojená s rentgenkou. V prvním případě tedy rotuje pouze rentgenka, zatímco v druhém rotuje pevně spojený systém. Gantry je vyšetřovací tunel a obsahuje rentgenku, detektory, chladičový systém a rotační mechanismus. Skrz gantry pak prochází posuvný vyšetřovací stůl, na kterém leží pacient. Dříve se používal princip tzv. konvenčního CT, kdy se stůl pohyboval v krátkých úsecích a rentgenka pulzně generovala záření. Dnes však v praxi figurují především spirální (helikální) CT, u kterých je expozice rentgenky kontinuální a snímání probíhá po celou dobu za současného posunu stolu v kraniokaudálním směru. Další částí je výkonný počítač. Ten má na starosti zpracování signálů ze všech detektorů a tvorbu výsledného obrazu, který je poté prezentován na zobrazovacím systému.



## CT snímky

Tomografický snímek zobrazuje míru absorpce RTG záření při průchodu tělem. Jde o digitální obraz tvořený maticí bodů o základním rozměru  $512 \times 512$ . Každému bodu je přiřazen stupeň šedi v závislosti na absorpci záření odpovídajícím detailem tkáně. Míra zeslabení záření je označována jako denzita a udává se v Hounsfieldových jednotkách (HU – Hounsfield Unit, někdy také označované jako „CT číslo“). Pro jednotlivé látky lze určit vztahem:

$$HU = \frac{\mu - \mu_{vody}}{\mu_{vody}} \cdot k, \quad (2.1)$$

kde  $\mu$  je koeficient útlumu látky, kterou paprsek prošel,  $\mu_{vody}$  je koeficient útlumu vody a  $k$  je smluvená konstanta o hodnotě 1000. Základní stupnice denzit má 4096 ( $2^{12}$  hodnot, nejčastěji –1000 až 3095) stupňů a je definována dvěma fixními body. Absorpce vzduchu odpovídá –1000 HU a absorpce vody 0 HU. Většina měkkých tkání se pohybuje v podobném pásmu zhruba do 100 HU, jen tuková tkáň je záporných hodnotách – kolem –100. Kost má pak absorpci vyšší, u spongiózní části (houbovitá kostní tkáň uvnitř kosti) je to zhruba přes 700 HU a přes 2000 HU u kompakty (tvrdá povrchová část). Ke 3000 HU mají kovy. Lidské tělo je však tvořeno především látkami s podobnou denzitou, a při zobrazování tak velké škály by se jednotlivé struktury těžko rozeznávaly. Lidské oko totiž neumí rozeznat tolik odstínů šedi. Proto se pro zobrazení používají tzv. CT okna, u kterých nastavujeme střed a šířku zobrazovaného pásma (oba parametry v HU).

### 2.1.3 Rekonstrukce obrazu

Jak už bylo řečeno, tomografie využívá pro každý řez mnoha sumačních snímků, které jsou pořizovány z různých úhlů vzhledem k pacientovi. Rekonstrukcí těchto projekcí je tvořen tomografický obraz. Přesněji jde o převedení hrubých dat (raw data – informace z detektorových AD převodníků o útlumu záření v daném úhlu) do matice jednotkových elementů, kdy každému elementu je přiřazena určitá denzita. Vzhledem k nenulové tloušťce řezů jde o elementy prostorové tzv. voxely (volume matrix element). Projekce daného úhlu se skládá z paprskových integrálů, které reprezentují zeslabení záření v přímce dané

průběhem rentgenového paprsku. Jednotlivé projekce jsou pak za sebou dočasně ukládány do prázdné matice nazývané Radonův prostor. K tomu slouží tzv. Radonova transformace.

Existuje hned několik algoritmů pro získání obrazu z dat v Radonově prostoru. Prvním je přímá zpětná projekce (Direct Back Projection). Tato metoda je založena na zpětné Radonově transformaci, a snaží získat původní předmětovou funkci opačným způsobem, než jakým byly jednotlivé projekce získány. Principem tedy je, že se projekce promítnou do prázdné matice pod stejnými úhly, pod jakými byly naměřeny a poté se sečtou. Rekonstruovaný obraz je však zatížen tzv. hvězdicovým artefaktem. Ten je dobře patrný při rekonstrukci bodu, jelikož se výsledný obraz zobrazuje jako hvězdice. Tato neostrost vzniká u nedostatečného počtu projekcí a je dána šířkou projekcí, které se při zpětné projekci částečně překrývají. V praxi se tato metoda vůbec nevyužívá.

Zmíněné nevýhody minimalizuje filtrovaná zpětná projekce (Filtered Back Projection). Princip je stejný jako u předchozí metody, jen je před rekonstrukcí na jednotlivé projekce aplikován vhodný filtr. Tato filtrace je možná buď v prostorové oblasti konvolucí, nebo ve frekvenční oblasti pomocí Fourierovy transformace. Výsledkem pak je omezení hvězdicového artefaktu a zvýšení odstupu signál-šum. FBP je dnes u komerčních CT přístrojů nejvíce rozšířená.

Třetím algoritmem je Fourierova rekonstrukce, která nejdřív převede všechny jedno-rozměrné projekce (jednotlivé řádky v Radonově prostoru) 1D Fourierovou transformací do frekvenční oblasti. Tato spektra odpovídají 2D Fourierově transformaci obrazu v polárních souřadnicích, získané 2D spektrum je tedy následně interpolací převedeno do kartézských souřadnic. Posledním krokem pro získání obrazu předmětu je aplikace zpětné 2D Fourierovy transformace. V této metodě se tvoří nepřesnosti především kvůli interpolačním chybám. V polárních souřadnicích, kde jsou okrajové oblasti prostoru pokryty s menší hustotou vzniká při interpolaci zkreslení. Tyto okrajové oblasti odpovídají vyšším frekvencím a zhoršují se tedy detaily v obraze. Tato metoda není v praxi běžně užívaná.

Poslední je metoda iterativní. Jde o algoritmus, který prostou metodou pokus/omyl tvoří obraz od hrubého odhadu po jednotlivých krocích (iteracích) až po finální obraz, co nejpřesněji odpovídající předmětu. Nejprve se vytvoří výchozí odhad, buď maticí naplněnou jedničkami, nebo rychlou filtrovanou zpětnou projekcí. Z něj se pak vypočítají

projekce, které se porovnají s projekcemi předmětu a z rozdílů se vytvoří korekční matice. Ta se nakonec přičte k výchozímu odhadu a celý proces se opakuje. Tato metoda se v kvůli velkým nárokům na výpočetní výkon rozšiřuje až v posledním desetiletí. Její hlavní výhodou je snížení úrovně šumu ve snímcích (oproti FBP o desítky procent), což umožňuje snížit dávku záření při současném zachování přijatelné hladiny šumu. Prostor pro zlepšení je stále u časové a výpočetní náročnosti.

#### 2.1.4 Formát uložení

Obrazové formáty poskytují standardizovaný způsob uložení obrazové informace v počítači. Formát souboru popisuje, jak jsou obrazová data organizována v souboru a jak by měla být interpretována softwarem pro správné zacházení a vizualizaci. Následný přehled ukazuje nejvíce používané formáty pro medicínské aplikace, se kterými se lze setkat. Každý z následujících formátů ukládá dva typy dat. Prvním typem jsou samotné obrazové informace, což jsou v podstatě číselné hodnoty jednotlivých pixelů obrazu. Druhým typem jsou tzv. metadata. To jsou textová data, která obsahují informace o snímcích jako například jméno pacienta, datum vytvoření snímku, typ a specifikace skenovacího zařízení, vzdálenost jednotlivých řezů apod. Většinou jsou metadata umístěna v hlavičce souboru.

**Analyze** – Tento formát vznikl v roce 1980 a byl dlouhou dobu standardem pro lékařské zobrazování. Byl totiž navržen pro uchování vícerozměrných dat. V jednom datovém souboru je možné uložit 3D a 4D (čtvrtým rozměrem je obvykle čas) informace. Jeho hlavička má pevnou velikost 348 bajtů a dá se číst pouze se speciálním softwarem. Je složen ze dvou souborů – *\*.img* pro obrazovou část a *\*.hdr* pro metadata.

**DICOM** (Digital Imaging and Communications in Medicine) – V roce 1983 společnosti American College of Radiology a National Electrical Manufacturers Association vytvořily standard pro ukládání a přenos digitálního obrazu mezi zařízeními, což mělo zajistit kompatibilitu všech radiologických zařízení bez ohledu na výrobce. Tento standard tedy definuje kromě formátu souborů i protokoly používané při síťových komunikacích a syntaxi (přípustné formy) a sémantiku (význam) příkazů.

Dnes je po celém světě nejvíce rozšířen. DICOM soubory mají obvykle příponu *\*.dcm*, nebo *\*.dc3*. V jednom souboru tak je uložen jak obraz, tak metadata.

**Interfile** – Vznikl jako jeden z prvních pokusů o jednotný formát. Je používán hlavně pro práci s daty magnetické rezonance. Skládá se také ze dvou souborů *\*.hdr* a *\*.img*, ale má výhodu, že jeho hlavičku lze číst a editovat i v obyčejném textovém editoru.

**NIFTI** (Neuroimaging Informatics Technology Initiative) – Byl vytvořen na začátku tisíciletí jako náhrada Analyze, na kterém je založen. Může být stejně jako on zastoupen ve dvou souborech, nebo může sloučit obrazová data a metadata do jednoho souboru – *\*.nii*. V tomto případě má hlavička stálou velikost 352 bajtů, kdy přibylé 4 bajty jsou buď nulové, nebo slouží k ukládání dodatečných metadat.

Další formáty jsou například GE a SIEMENS, které byly vyvinuty stejnojmennými firmami pro prezentaci na jejich vlastních zařízeních. Někdy je také možné setkat se s běžnými obrazovými formáty JPEG, TIFF nebo PNG. Konverze do těchto formátů probíhá většinou přímo v diagnostické stanici nebo v systému PACS<sup>1</sup>. Při této konverzi však dochází ke ztrátě metadat a u formátu JPEG i ke snížení na 8bitovou hloubku a tím ztrátě obrazových informací. Existují i volně dostupné konvertory, z nichž velmi malá část umí převádět data i mezi jednotlivými medicínskými formáty. Další informace je možno najít v [8, 11].

## 2.2 Zpracování obrazu

Získané CT snímky je potřeba dále zpracovat. CT data jsou data monolitická, což znamená, že stupně jasu říkají něco o fyzikálních vlastnostech v daném místě, ale nevypovídají nic o tom, které body spolu souvisí a tvoří spolu jeden objekt. V CAD aplikacích nás ale zajímá geometrie jednotlivých tkání. Je proto nutné v CT datech různé struktury rozlišit, tedy rozdělit data na oblasti, které obsahují jednotlivé tkáně. Tato operace se nazývá *segmentace dat*. Pro přesnější rozpoznávání tkání však musíme nejdříve provést předzpracování obrazu např. pro eliminaci šumu vzniklého při pořizování dat, nebo zvýraznění hran.

---

<sup>1</sup>Nemocniční systém sloužící pro přenos a dlouhodobou archivaci dat.

## 2.2.1 Předzpracování obrazu

Jak už bylo řečeno, úspěšnou segmentaci do jisté míry ovlivňují vstupní data, která mohou být ovlivněna šumem, pohybovými artefakty nebo artefakty způsobenými kovovými implantáty nebo plombami. Vhodným předzpracováním pak můžeme výrazně zlepšit výsledek segmentace. Mezi hlavní prostředky předzpracování patří například transformace jasové stupnice, nebo filtrace. V následující kapitole je podán přehled základních metod a jejich principů. Podrobněji se problematice věnují práce [9, 12].

### Histogram

Histogram je funkce vyjadřující četnost výskytu příslušného jasu v obraze. Zobrazuje se jako sloupcový diagram, kdy jsou na vodorovné ose jednotlivé intenzity a na svislé pak četnost jejich výskytu. Znalost rozdělení intenzit v obraze je základem analýzy obrazu. V rámci předzpracování dat se používá tzv. vyrovnání neboli ekvalizace histogramu. Ekvalizace histogramu transformuje jasovou stupnici tak, že se v obraze budou nacházet intenzity v širokém rozmezí, a to přibližně se stejnou četností. Principem je změna intenzit pixelů tak, aby kumulativní histogram (četnosti se od nejmenšího jasu po největší sčítají – tj. zobrazuje se počet pixelů se stejným nebo menším jasem) byl lineární v celém rozsahu. Ve výsledku se pak plošně zvýší kontrast a zvýrazní se špatně rozpoznatelné detaily.

### Filtrace

Metody filtrace jsou na rozdíl od předchozí metody součástí lokálního předzpracování. Pro určení nové hodnoty pixelu totiž používají jen jeho malé okolí. Dají se rozdělit podle účelu do dvou skupin. První skupinou jsou metody na pro *vyhlazování*. Vyhlazovací filtry slouží k potlačení šumu, a mají tedy charakter dolní propusti (potlačují vyšší frekvence). Druhou skupinou jsou metody pro *ostření*. Ty využívají tzv. gradientní operátory, které pomocí výpočtu lokálních derivací hledají nespojitosti (hrany) v obraze. Naopak tedy vyšší frekvence zvýrazňují. Vyhlazování a ostření jsou ve své lineární podobě v protikladu. Vyhlazování obrazu totiž způsobuje také rozmazávání hran, a obráceně, zvýrazňování

hran může mírně zvýšit i šum. Vznikly proto i nelineární filtry, které např. minimalizují šum, ale přitom jsou šetrné k hranám a detailům obrazu.

Filtry se na obraz dají aplikovat pomocí diskrétní konvoluce, která prostřednictvím koeficientů konvolučního jádra  $h$  váží jednotlivé příspěvky okolních pixelů v okolí  $O$ , a to podle vztahu:

$$g(x, y) = \sum_{(m,n) \in O} f(x - m, y - n)h(m, n). \quad (2.2)$$

Princip je takový, že se celý obraz systematicky prochází, a kolem vybraného reprezentativního pixelu se zkoumá malé okolí dané velikostí konvolučního jádra neboli masky. Hodnota pixelu ve výstupním obraze  $g(x, y)$  je pak dána lineární kombinací vážených hodnot pixelů ze vstupního obrazu  $f(x, y)$ . Jde tedy o lineární matematickou operaci. Když však zpracováváme skutečný obraz, je předpoklad linearit narušen, jelikož hodnota obrazové funkce (jas) je nezáporná a omezená. V praxi se používá lineární přístup, a dodatečně se zajišťuje, aby v mezích rozsahu hodnoty nevznikaly problémy. V následujícím textu budou představeny základní používané filtry.

## Vyhlazovací filtry

### Lineární

- *Průměrování* – patří mezi základní metody vyhlazování. Nový jas pixelu se vypočte prostým aritmetickým průměrem původních hodnot ve zvoleném okolí. Nevýhodou metody je velké rozmazávání hran. Konvoluční masky pro okolí  $3 \times 3$  a  $5 \times 5$  mají tvar:

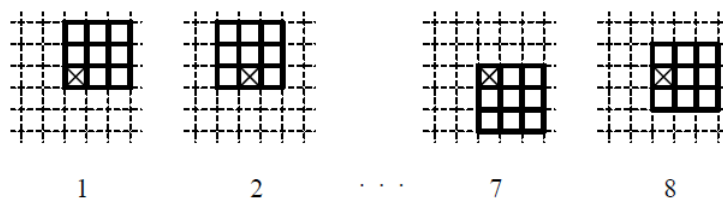
$$h = \frac{1}{9} \begin{pmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{pmatrix}, \quad h = \frac{1}{25} \begin{pmatrix} 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \end{pmatrix}. \quad (2.3)$$

- *Gaussův filtr* – je často používán. Jde v podstatě o vážený průměr, přičemž váhy jednotlivých pixelů odpovídají rozložení 2D Gaussovy funkce. Čím větší je váha sousedních pixelů, tím více mají vliv na reprezentativní pixel.

$$h = \frac{1}{16} \begin{pmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 2 & 4 & 2 \\ 1 & 2 & 1 \end{pmatrix} \quad h = \frac{1}{100} \begin{pmatrix} 1 & 2 & 4 & 2 & 1 \\ 2 & 4 & 8 & 4 & 2 \\ 4 & 8 & 16 & 8 & 4 \\ 2 & 4 & 8 & 4 & 2 \\ 1 & 2 & 4 & 2 & 1 \end{pmatrix} \quad (2.4)$$

### Nelineární

- *Mediánový filtr* – další jednoduchá metoda vyhlazování. Pro každý pixel určíme medián jasu z jeho okolí, a jím ho nahradíme. Při velikosti masky  $3 \times 3$  to je tedy pátá nejvyšší hodnota, u masky  $5 \times 5$  třináctá. V případě sudého počtu prvků se bere průměr prostředních dvou. Oproti podobnému průměrování zde nedochází k tak velkému rozmazávání hran.
- *Metoda rotující masky* – je příkladem metody, která filtruje ve vybraném okolí. Kolem centrálního pixelu rotuje malá maska, která v každé poloze vypočítá rozptyl. Celkem je při rotaci vyhodnoceno 8 masek. Maska s nejnižším rozptylem se vybere jako homogenní okolí bodu, a z něj se aritmetickým průměrem určí nová hodnota. Tato metoda nerozmazává hrany, a má i mírně ostřicí charakter.



Obrázek 2.1: Princip rotující masky [9]

## Filtry pro detekci hran

Hrana je v podstatě náhlá změna obrazové funkce. Změnu funkce udává gradient, což je v daném místě vektor, který určuje směr největšího růstu a velikost (modul) tohoto růstu. Jeho složky tvoří jednotlivé parciální derivace funkce. Hrany jsou pak pixely s velkým modulem gradientu. Matematicky se tedy hrany hledají jako maxima a minima prvních parciálních derivací, nebo místa, kde druhé parciální derivace prochází nulou. Dále je uvedeno několik operátorů, které pomocí konvolučního jádra aproximují derivace obrazové funkce, a tím zdůrazňují hrany. To k ostření obrazu ale nestačí. Použitím uvedených filtrů můžeme získat jen obraz s detaily (vysokými frekvencemi) bez informace o jasu. Musíme tudíž tento obraz přičíst k originálu. Alternativou pak je zvýšit hodnotu prostředního pixelu o 1. Celková suma hodnot matice pak nebude rovna nule, ale jedné, což nám superponuje zvýrazněné hrany na původní obraz.

### Lineární

- *Laplaceův operátor* – je to všesměrový operátor, který aproximuje druhou derivaci. Udává jen velikost gradientu (hrany) a ne jeho směr, takže je invariantní vůči natočení. Používaná jádra masky  $3 \times 3$  například jsou:

$$h = \begin{pmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & -8 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{pmatrix}, \quad h = \begin{pmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 1 & -4 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \end{pmatrix}. \quad (2.5)$$

Vpravo je pro 8-okolí a vlevo pro 4-okolí pixelu. V druhém případě však Laplaceův ztrácí invariantnost vůči natočení.

### Nelineární

- *Robertsův operátor* – je jeden z nejstarších a nejjednodušších operátorů. Používá masku  $2 \times 2$ , díky čemuž je velmi citlivý na šum. Detekuje hrany se sklonem  $45^\circ$ .

$$h = \begin{pmatrix} 0 & 1 \\ -1 & 0 \end{pmatrix}, \quad h = \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ 0 & -1 \end{pmatrix}. \quad (2.6)$$



- *Operátor Prewittové* – aproximuje (stejně jako tři následující operátory) první derivaci. Je vytvořeno 8 masek pro 8 směrů, a podle nich je odhadován gradient. Poté se vybere maska s největším modulem gradientu. Směr detekce se uvádí podle světových stran. Pro názornost jsou uvedeny tři masky o rozměru  $3 \times 3$ . První je pro detekci v západním směru (osa souměrnosti procházející nulami je orientována svisle), druhá v severo-západním směru, a třetí v severním směru (s vodorovnou osou souměrnosti). Ostatních pět je utvořeno dalším pootočením matice.

$$h = \begin{pmatrix} 1 & 0 & -1 \\ 1 & 0 & -1 \\ 1 & 0 & -1 \end{pmatrix} \quad h = \begin{pmatrix} 1 & 1 & 0 \\ 1 & 0 & -1 \\ 0 & -1 & -1 \end{pmatrix} \quad h = \begin{pmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -1 & -1 \end{pmatrix} \quad (2.7)$$

- *Sobelův operátor* – používá se nejčastěji k detekci horizontálních a vertikálních hran. Pro tyto aplikace stačí tedy čtyři z osmi směrů. Uvedené příklady jsou znovu v pořadí západní, severo-západní, a severní směr.

$$h = \begin{pmatrix} 1 & 0 & -1 \\ 2 & 0 & -2 \\ 1 & 0 & -1 \end{pmatrix} \quad h = \begin{pmatrix} 2 & 1 & 0 \\ 1 & 0 & -1 \\ 0 & -1 & -2 \end{pmatrix} \quad h = \begin{pmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{pmatrix} \quad (2.8)$$

- *Robinsonův operátor*

$$h = \begin{pmatrix} 1 & 1 & -1 \\ 1 & -2 & -1 \\ 1 & 1 & -1 \end{pmatrix} \quad h = \begin{pmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & -2 & -1 \\ 1 & -1 & -1 \end{pmatrix} \quad h = \begin{pmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & -2 & 1 \\ -1 & -1 & -1 \end{pmatrix} \quad (2.9)$$

- *Kirschův operátor*

$$h = \begin{pmatrix} 3 & 3 & -5 \\ 3 & 0 & -5 \\ 3 & 3 & -5 \end{pmatrix} \quad h = \begin{pmatrix} 3 & 3 & 3 \\ 3 & 0 & -5 \\ 3 & -5 & -5 \end{pmatrix} \quad h = \begin{pmatrix} 3 & 3 & 3 \\ 3 & 0 & 3 \\ -5 & -5 & -5 \end{pmatrix} \quad (2.10)$$

## 2.2.2 Metody segmentace

Segmentace je obecně rozřídění celku do částí – segmentů, jejichž prvky spolu nějakým způsobem souvisí. V analýze medicínských obrazů to znamená najít v CT snímcích oblasti, které tvoří jednotlivé tkáně. Tuto analýzu dříve prováděl jen lékař tak, že si snímek

prohlédl a následně jednotlivé tkáně určil. I zde však vznikla myšlenka nahrazení počítačem, především kvůli dostupným výpočetním výkonům. Cílem tedy je vytvořit algoritmus, který dokáže rozlišit tkáně podobně jako člověk. To však není úplně jednoduché, protože i přes velké množství metod na předzpracování není vstupní obraz dokonale bez šumu nebo artefaktů. V kombinaci se složitými tvary, nebo překryvy tkání, nemusí být hranice mezi nimi zřetelná. V takových případech je detekce jednotlivých objektů obtížná pro zkušeného lékaře, natož pro počítačový algoritmus.

Proces segmentace můžeme dělit podle několika kritérií. Podle typu vstupních dat například rozlišujeme 2D segmentaci, kde vstupní data představuje dvourozměrný snímek, a 3D segmentaci, kde pracujeme s mnoha dvourozměrnými snímky (např. CT, MR) najednou. Další dělení může být podle míry zásahu uživatele. V tom případě se dá mluvit o automatické segmentaci, při které je obraz segmentován bez zásahu uživatele, poloautomatickou segmentaci, kde má uživatel možnost stanovit parametry segmentace, která jinak probíhá automaticky, a manuální segmentaci, kde ji provádí sám uživatel pomocí své analýzy.

Další možné rozdělení je podle principu samotné segmentace. Podle tohoto kritéria rozlišujeme následující typy:

- *Statistické metody* – Tyto metody jsou založeny na statistické analýze dat, většinou jde o hodnoty pixelů. Naopak strukturní informace nejsou vůbec využívány.
- *Metody založené na detekci hran* – Rozlišují jednotlivé objekty tak, že najdou jejich hrany. K tomu využívají hranové detektory.
- *Regionově orientované metody* – Hledají homogenní oblasti v obraze. Kritériem homogenity může být jas nebo textura.
- *Hybridní metody* – Tyto metody kombinují některé více metod předchozích druhů.
- *Znalostní metody* – Pracují s atlasy předloh, které jsou generovány z trénovacích dat. Algoritmus pak hledá podobu známého objektu.

Každá metoda má své výhody i nevýhody, podle kterých je zvoleno vhodné použití. Neexistuje tedy ideální metoda, která by nejlépe segmentovala všechny druhy tkání

bez ohledu na parametry, nebo kvalitu vstupních dat. Ve většině případů je také potřeba aktivní účast odborníka, jelikož kvůli velké variabilitě velikosti, vzhledu a umístění vnitřních struktur nebo i vzniklému šumu mohou být výsledky zpracování chybné. I tak je však segmentace mnohem rychlejší, než čistě manuální. Nutno ještě dodat, že se výsledky segmentace mírně liší v závislosti na typu vstupních dat. Segmentace 3D dat je časově výrazně náročnější v porovnání s 2D daty, ale lze dosáhnout lepších výsledků. Následuje přehled základních segmentačních algoritmů. Detailněji je problematika probírána v [11, 12, 13, 14, 15].

## Prahování

Prahování (thresholding) je nejstarší a nejjednodušší algoritmus. Ve většině případů pracuje s jasnem jednotlivých pixelů. Je určen jasový práh, přičemž všechny pixely s jasnem menším nabudou hodnoty 0, a všechny pixely s jasnem větším, nebo rovným hodnotu 1. Tím se vytvoří binární obraz, ve kterém budou odděleny zájmové oblasti od pozadí. Tuto transformaci lze zapsat vztahem:

$$g(x, y) = \begin{cases} 1 & \text{pro } f(x, y) \geq T \\ 0 & \text{pro } f(x, y) < T \end{cases}, \quad (2.11)$$

kde  $g$  je výstupní obraz,  $f$  vstupní obraz a  $T$  zvolený práh. Rozšířit lze tuto metodu přidáním dalšího prahu. Výsledkem pak bude obraz s větším počtem jasových úrovní, konkrétně pro  $N$  prahů bude  $N+1$  úrovní. Důležitá je správná volba prahu. Pro její výběr se využívá analýzy histogramu, a obecně platí, že je vhodné vybírat prahy v jeho sedlech. Samotné prahování je velmi citlivé na šum, proto se často kombinuje s morfologickými operacemi, jako jsou dilatace nebo eroze (pro vyplnění malých děr, nebo odstranění tenkých čar). Dalším rozšířením je adaptivní prahování, které se využívá hojně mimo medicínské aplikace. Řeší problém, kdy je např. obraz snímán z jiného směru, než je osvětlen. V tom případě má totiž část předmětu mnohem větší jas, než zbytek a při segmentaci se tak oddělí. Při adaptivním prahování se práh vyhodnocuje lokálně, a můžeme tedy nastavit rozdílné prahy pro různé části obrazu. Při segmentaci CT snímků pak jde použít pro nastavení různých prahů v jednotlivých snímcích. Pro automatické hledání adaptivních prahů existují složité

algoritmy, např. metoda Chow a Kaneko, Otsuova metoda, nebo algoritmus Niblack. Tyto metody podrobně popisuje [10].

### **Shlukování**

Metoda shlukování (clustering) je založena na rozdělování pixelů do tříd, podle výsledku měření prováděného pro každý pixel. Pixely jsou v tomto případě prezentovány jako vektory, které obsahují naměřené výsledky a tím popisují jejich vlastnosti, např. jas, střední hodnotu jasu okolních pixelů, rozptyl, polohu atd. Jsou navržena taková měření, aby pixely jednoho objektu byly hodnoceny podobně, na rozdíl od pixelů objektu jiného. Pro jednotlivé algoritmy se dá také přednastavit počet tříd, v opačném případě je algoritmus určí sám. Stanovení však není jednoduché.

### **Detekce hran**

Hranové detektory rozdělují objekty na základě hran, čili oblastí s náhlou změnou jasu. Pro tuto metodu segmentace se využívají některé gradientní filtry zmíněné v kapitole 2.2.1, kde je také nastíněná problematika detekce hran. Segmentace pomocí hranové detekce selhává při větším šumu ve snímku, protože mohou být detekovány falešné hranice. Z tohoto důvodu se nepoužívá pro celkovou segmentaci, ale jen jako doplňující metoda ke složitějším algoritmům.

### **Aktivní kontury**

Tato metoda patří mezi pokročilejší detekce hran. Do obrazu musí uživatel manuálně vytvořit křivku např. uvnitř objektu, a ta pak bude pomocí algoritmu postupně upravována, až nakonec přilne k hraně objektu. Křivky se deformují pomocí vnitřních a vnějších sil. Vnitřní síly udržují hladkou křivku a vnější síly směřují tvarování kontury k hranám objektu. Výsledkem je pak kontura s minimální energií. Metoda je využívána v několika variantách, z nichž základními jsou tzv. *snakes* neboli hadi, kdy se kontura vytvoří kolem objektu, a poté se začne zmenšovat, dokud nekopíruje hrany objektu. Jako druhá je varianta tzv. *balloons* čili balónky, kdy se naopak uzavřená křivka vytvoří uvnitř objektu, a pak se podobně jako balónek rozšiřuje. Tyto metody jsou vhodné pro složité a komplexní tva-

ry, jsou také odolné proti šumu a nehomogenitám v obrazu. Křivky však nejsou schopné dokonale přilnout k prudkým zlomům hranic objektu a jsou značně pomalé. Další nevýhodou je nutnost manuálního nastavení několika parametrů a počátečního tvaru a umístění křivky.

### **Level set**

Metoda level set je založená na podobném principu jako předchozí metoda. Na rozdíl od aktivních kontur však křivka kolem objektu není popsána parametricky, ale pomocí nulové vrstevnice implicitně zadané funkce. Tato funkce má vždy o jednu dimenzi více, než mění se rozhraní. Zjednodušením tedy je, že se počítá podmnožina implicitně dané nadroviny a křivka se z ní odečte až teprve ve chvíli, kdy se má zobrazit. V praxi se používá například funkce ve tvaru kužele. Tato tzv. *level set funkce* přiřadí každému bodu v rovině výšku nad nebo pod nulovou hladinou. Vnitřek objektu bude nakonec ležet pod ní a hranice objektu bude definována jako vrstevnice v hladině nula. Tato metoda má oproti předchozí několik výhod. Výpočet není omezen dimenzemi, takže lze použít i pro segmentaci objemových dat. Dále je méně závislá na počáteční poloze a tvaru křivky a není problém se segmentací více objektů najednou. Nevýhodou zůstává větší časová náročnost.

### **Narůstání oblastí**

Metoda narůstání oblastí (region growing) patří mezi regionově orientované. Je konceptuálně jednou z nejjednodušších. Myšlenka je založená na tom, že jsou seskupovány pixely s podobným jasnem, a vytváří segmentovanou oblast, která se rozšiřuje. Počáteční bod (tzv. semeno) lze do obrazu vložit manuálně, nebo automaticky po předchozí analýze. U tohoto bodu se poté kontroluje okolí, a pokud jednotlivé pixely vyhovují rozhodovacímu kritériu, přidají se k segmentu. Manuálně se také dají nastavit parametry tak, aby byly například rozpuštěny tenké hranice mezi sousedními oblastmi. Rozhodovací kritérium může být statické nebo dynamické. U statického kritéria se testovaný parametr (nejčastěji jas) nového pixelu porovnává s původně zadaným bodem, zatímco u dynamického se může porovnávat s posledním přidaným pixelem. Díky tomu je možná správně provedená segmentace i v mírně nehomogenním prostředí. Segmentace je ukončena v případě,

že už nemůže být přidán žádný pixel. Tato metoda nefunguje optimálně, pokud se v obraze vyskytuje šum, proto se nevyužívá tolik při finální segmentaci, ale jen pro primární porozumění obrazu.

### **Dělení a spojování**

Další z regionově orientovaných metod. Jak už název napovídá, je založená na dělení obrazu a spojování homogenních částí. Pro určení homogenity je dáno kritérium s rozpětím hodnot, jaké musí pixely v segmentu mít, aby byl segment považován za homogenní. Začíná se s jedním segmentem, pokud nesplňuje kritérium, rozdělí se na menší kvadranty. Pokud nejsou homogenní dílčí kvadranty, rozdělí se znovu. To se opakuje, dokud není kritérium splněno. Poté se spojí všechny podobné sousední oblasti. Nevýhodou je, že vznikají jen pravoúhlé tvary, což omezuje přesnost kopírování tvaru originálních struktur.

### **Rozvodí**

Poslední zmíněnou metodou je rozvodí (watershed). Jedná se o hybridní metodu, jejíž algoritmus je inspirován rozlitím vody na nerovnoměrný povrch. Obraz je zde představován jako terén, který je postupně od lokálních minim zaplavován vodou. Ve chvíli, kdy by se dvě povodí mohly slít dohromady, je utvořena hráz. Segmentace je ukončena, když voda dosáhne maximální hodnoty. Pak jsou výsledkem oblasti tvořené jednotlivými povodími, které oddělují hráze. Nevýhodou je, že pokud je v segmentovaném obrazu šum, je produkováno mnoho regionů, které je třeba ještě zpracovat. Tato metoda je hodně využívaná v medicínských aplikacích.

## **2.2.3 Tvorba 3D modelu**

Posledním krokem je samotná tvorba modelu z nasegmentovaných dat. V počítačové grafice rozeznáváme dva základní typy popisu trojrozměrného obrazu. První je *rastrová reprezentace*, která popisuje objekt jen jako množinu jednotkových objemových elementů (voxelů) s konstantní vzdáleností, kde je každý voxel popsán souřadnicemi. Druhým typem je *vektorová reprezentace*. Zde je geometrie objektu definována pomocí grafických primitiv, které jsou popsány matematicky.

Existují tři typy vektorových modelů pro popis 3D objektů:

- *Hranový model* – Někdy bývá označován také jako drátový (wire-frame) a je nej-jednodušším typem. Popisujeme ho pomocí vrcholů a hran, jež tyto vrcholy spojují. Může být tvořen i sérií řezových křivek, které reprezentují obrysy tkání v jednotlivých řezech. Tyto modely se příliš nepoužívají, jelikož obsahují minimum topologických informací a v některých případech je nelze jednoznačně interpretovat. Může totiž existovat více různých objektů se stejným drátovým modelem. Navíc i při těchto problémech je k jejich popisu potřeba nemalé množství dat.
- *Povrchový model* (Boundary representation, B-rep) – Definuje pouze hranice (povrch) objektu. Tyto hranice jsou popsány orientovanými stěnami. K tomu využívá buď základní primitiva jako body a křivky, které tvoří polygony, nebo na vyšší úrovni přesnosti spline plochy. Polygonální síť je většinou tvořena trojúhelníky, nebo čtyřúhelníky. Jejich rekonstrukce je velmi rychlá, neposkytují však tak přesné informace o struktuře tělesa. Pro komplexnější aproximaci povrchu se využívají dále Beziérový, B-spline a NURBS plochy. Beziérová plocha je stručně řečeno plocha popsána prostorovou sítí řídicích bodů. Počet řídicích bodů definuje stupeň plochy, a změna polohy jediného bodu má vliv na celý její tvar. B-spline plochy tvoří vzájemně se překrývající pláty. Jsou také určeny řídicími body, jejich počet ale pevně neurčuje stupeň plochy a při změně polohy některého z bodů dochází pouze k lokálním změnám. Většina CAD systémů však dnes pracuje s tzv. NURBS (Ne-uniformní racionální B-spline) plochami. Ty oproti předchozímu typu nemusí mít konstantní vzdálenost mezi uzly a všechny řídicí body mají definovanou váhu. Díky tomu poskytují širší možnosti popisu povrchu. Zároveň dochází k úspoře počtu plátů. Informace o vnitřních bodech se u povrchových modelů neuchovávají, nebo je lze určit z popisu povrchu.
- *Objemový model* – Posledním typem je prezentace objemová, která pracuje i s body uvnitř tělesa a popisuje tedy i objem. Model je prezentován prostřednictvím techniky Constructive solid geometry (CSG), jejímž principem je vzájemná kombinace

objemových primitiv (hranol, koule, válec, toroid apod.) pomocí základních geometrických a množinových operací. Obvykle jsou primitiva popsána parametrickými rovnicemi.

Použití jednotlivých modelů velmi závisí na geometrii vektorizovaného objektu. Hranový model nebo trojúhelníková síť jde vytvořit prakticky pro jakýkoliv tvar, ale automatické vytvoření aproximační plochy nebo objemového modelu je pro určité geometrie velmi obtížné. Vektorová reprezentace se používá tam, kde je kladen důraz na přesnost, tedy i v CAD aplikacích. Segmentovaná CT data jsou však rastrová a je tudíž třeba je převést. K tomu slouží tzv. *vektorová transformace* neboli *vektorizace*. Nejprve je potřeba vytvořit povrchovou síť. Často se používá metoda *Marching cubes*, která je schopna automaticky vytvořit popis hranic libovolného 3D objektu pomocí trojúhelníkové sítě. Zjednodušený princip je takový, že algoritmus sdružuje voxely po osmi do hranolu, a načítá funkční hodnoty ve vrcholech všech řádků a sloupců prostorové mřížky. Je totiž jen 15 základních kombinací pro obsazení vrcholů v segmentu. Pokud jsou všechny hodnoty stejné, vrcholy patří do stejného segmentu a dále se nezpracovávají. Pokud se hodnoty liší, jsou vytvořeny na hranách mezi odpovídajícími vrcholy trojúhelníky, které nejlépe aproximují danou izoplochu.

Druhým krokem je vyhlazení. Vektorizace totiž srazí hrany voxelů, ale „zubaté stupňování“ v modelu zůstane. Nejjednodušší metodou je prosté posunutí pozic uzlů tak, aby byl povrch více hladký, ale přitom si zachoval tvar a detaily. Stanovuje se proto vhodná míra vyhlazení např. váženým průměrem poloh uzlů vůči jeho sousedům. Nevýhodou uvedeného postupu je, že pokud je menší počet uzlů, jejich posuny jsou výraznější a mohou ovlivnit tvar objektu.

Posledním krokem je tzv. *decimace*. Tím je myšlena redukce vzniklých polygonů při zachování tvaru. Je prováděna především kvůli nižší datové náročnosti. Prakticky se provádí redukcí hran a uzlů nebo tvorbou nové povrchové sítě na nynějším povrchu. Při provádění jsou nastavena kritéria, která zamezují velkým změnám v geometrii objektu.

Největší problém v oboru reverzního inženýrství je převod polygonální sítě na hladké NURBS plochy. Tato operace vyžaduje velkou účast uživatele a je velmi časově náročná. Podrobněji jsou metody zpracovány v publikacích [16, 17, 18, 19].



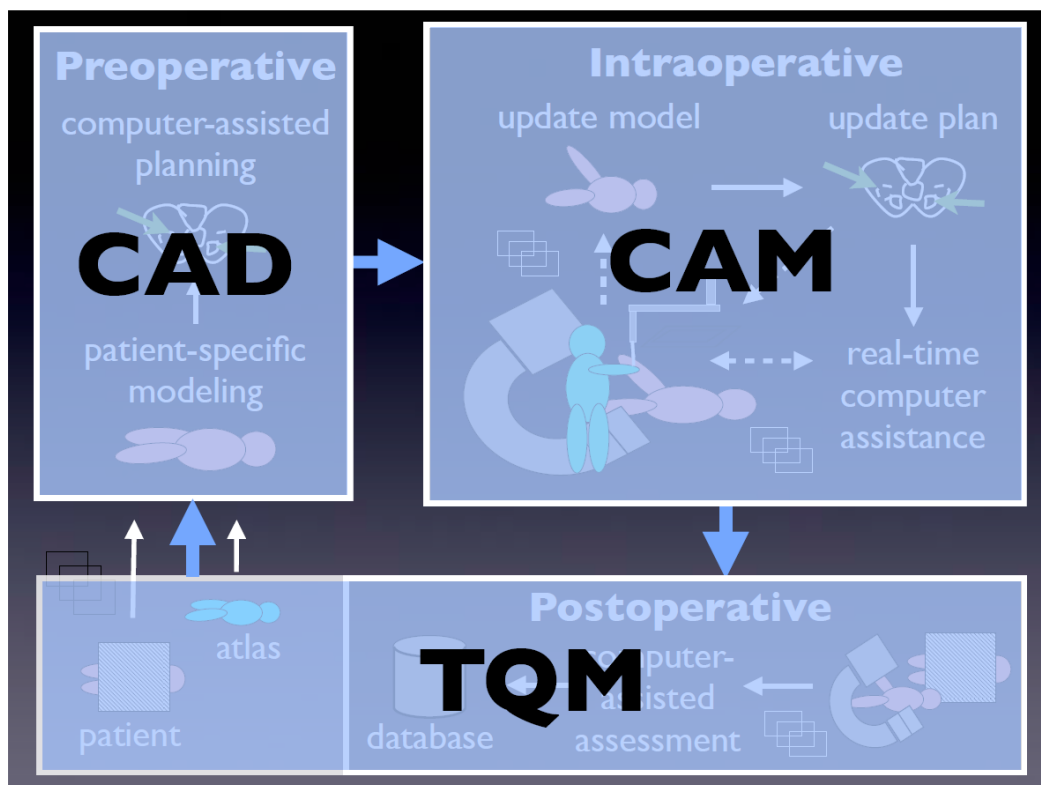
## 2.3 Navigace

Jednou z možností využití vytvořených modelů je chirurgická navigace. Pojem navigace znamená obecně určení polohy nějakého předmětu a kontroly jeho pohybu v prostoru. V chirurgii počítačová navigace představuje vizualizační systém, který podává informace o poloze operačního nástroje nebo implantátu vzhledem k poloze vnitřních struktur pacienta. Umožňuje tak sledovat pohyb nástroje a směřovat zákrok přesněji na cílovou tkáň. Takový způsob operace bývá označován jako IGS (Image-guided surgery, obrazem vedená operace), nebo CAS (Computer assisted surgery, počítačem podporovaná operace). Hlavní motivací pro její vznik byla snaha provádět co nejbezpečnější a co nejméně invazivní zákroky. Vývoj navigace byl závislý na zdokonalení lékařských zobrazovacích systémů, které musely poskytovat dostatečně kvalitní obraz tkání, a především na vývoji výpočetní techniky. První zmínky o počítačové navigaci byly v devadesátých letech minulého století v oblasti neurochirurgie. Právě lékaři tohoto oboru nejvíce usilovali o vývoj navigačních technologií, a to především kvůli množství přístupných rizikových struktur a možnosti ovlivnění celkového fyzického i psychického stavu pacienta při chybném kroku. Odtud se pak navigace rozšířila do traumatologie a ortopedie.

Před nástupem navigace se v neurochirurgii používala k dosažení hlubokých struktur klasická stereotaxe. Při ní se na rám fixující hlavu připevňoval tzv. *stereotaktický aparát*, na kterém se dal nastavit přesný úhel vstupu do lebky podle naplánovaného přístupu ze snímků CT nebo MR. Systémy však nedosahovaly potřebné přesnosti, jelikož byly operace prováděny bez přímé vizuální kontroly. V traumatologii se navigace používá nejvíce pro zavádění fixačních šroubů při komplikovaných zlomeninách páteře nebo pánve, v ortopedii pak pro implantaci kolenních endoprotéz. Při těchto výkonech se dříve používala skiaskopie, která ale byla zdlouhavá, protože se dala kontrolovat jen každá rovina zvlášť. Další možností byla CT navigovaná operace. Hlavní nevýhodou obou metod je velká radiační dávka pro pacienta i pro lékaře. Zhoubné účinky záření byly popsány v kapitole 2.1.1.

V minulých kapitolách bylo popsáno téma zpracování CT dat. Pokud hovoříme o jejich následné využitelnosti CAD technologiemi, můžeme obrazem vedené operace pre-

zentovat modelem, který je analogický s průmyslovými výrobními procesy. Tento model je schematicky znázorněn na obrázku 2.2. Oblast CAD v tomto případě tvoří získávání informací o pacientovi, tvorba modelů anatomických struktur pacienta a předoperační plánování zákroku. CAM představuje fázi samotného provádění operace a TQM (řízení kvality) pooperační analýzu se snahou minimalizace chirurgických chyb.



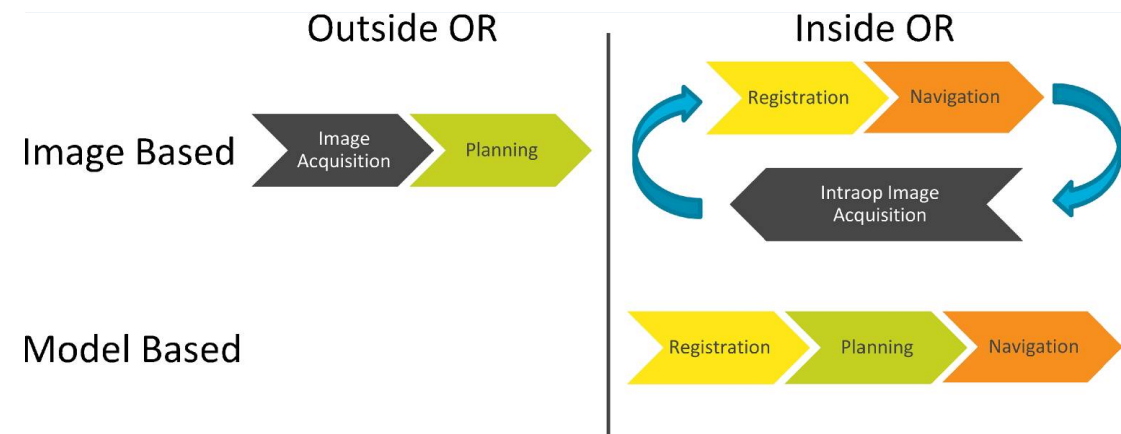
Obrázek 2.2: Architektura chirurgického CAD/CAM systému [28]

### 2.3.1 Základní princip

Každá počítačová navigace má v základním vybavení polohovací systém (složený obecně z vysílače a senzoru), počítačovou řídicí jednotku s příslušným softwarem a dnes už dotykový monitor. Rozeznáváme dva základní postupy realizace navigace. První je tzv. *Image-based (IB)*, což je, jak název napovídá, technologie pracující s obrazovými snímky (popř. s modely vytvořenými z těchto snímků). Před samotným zákrokem je třeba provést vyšetření na CT nebo MR. Pomocí něj dostaneme podklad, který pak bude využit pro zakreslení

polohy nástroje. Dá se navíc použít i pro předoperační analýzu a plánování samotného operačního postupu. Poté, už na operačním sále, se připraví polohovací systém, jehož senzory se připevní k nepohyblivé části pacienta, a na operační nástroj, čímž budou definovány dvě vztažné soustavy. Spolu se souřadným systémem CT snímku máme tedy celkem tři. Následuje proces registrace, tedy propojení jednotlivých soustav (vyjádření vztahu mezi nimi), díky kterému můžeme na monitoru vidět pohyb nástroje zobrazený na podkladě CT snímků nebo vytvořeného modelu. Během celé operace je také možné použití peroperačního skenování (CT, MR, nebo rentgen) pro aktualizaci uložení vnitřních struktur. Tento postup se využívá nejčastěji při operacích mozku, nebo po traumatech páteře a pánve.

Druhým postupem je tzv. *Model-based (MB)* technologie. Ta je založená na modelu, který je vytvořen až na operačním sále. Není tedy potřeba použití předoperačních zobrazovacích metod, což v případě CT znamená podstatně nižší radiační zátěž pacienta. Tuto technologii využívají moderní ortopedické navigační systémy. Výsledný model anatomie pacienta vypočítá software na základě definovaných orientačních bodů na kosti, které jsou získány pomocí sledovaného nástroje – palpátoru. Poté je prováděno plánování operace, které ale není tak časově náročné jako v předchozím případě, jelikož je umožněn sběr referenčních dat. Obě metody jsou naznačeny schématicky na obr. 2.3. Bližší informace jsou v publikacích [20, 21].



Obrázek 2.3: Základní pracovní postupy navigace ve vztahu k operačnímu sálu (Operating Room) [20]

### 2.3.2 Senzory polohy

Patrně nejdůležitější částí navigace je sledovací systém, který je schopen určit polohu nástroje v prostoru. Následující kapitola obsahuje přehled technologií, díky nimž máme přístup k těmto informacím. Mnohé z nich byly v počátcích chirurgické navigace již hojně využívány například v průmyslu a musely být zvlášť přizpůsobeny pro medicínské použití. Jednotlivé technologie se liší ve fyzikálních principech, na kterých jsou založeny, ale i v dalších důležitých parametrech. Podle těchto parametrů se pak vybírají vhodné technologie pro konkrétní aplikace.

#### Obecné požadavky

Obecně se sledovací systém skládá ze dvou částí – sledovaného terče (aplikátoru) a pevné části. Z nich jedna má charakter vysílače a druhá přijímače. O tom, jestli bude aplikátor vysílač nebo přijímač, rozhoduje použitá technologie. Pokud má některá z částí v dané technologii větší objem nebo hmotnost, je konstruována jako pevná část, se kterou není potřeba během operace manipulovat.

Základním požadavkem sledovacího systému je přesné stanovení polohy a orientace. To znamená určit 6 stupňů volnosti – posun po osách  $x$ ,  $y$  a  $z$ , a rotace kolem os  $x$ ,  $y$  a  $z$ . Systém by měl být schopen určit přinejmenším tři, pro většinu aplikací je však nutná znalost pěti nebo šesti stupňů volnosti. V případech, kdy systém poskytuje jen tři stupně volnosti pro jednu značku – tzv. marker, mohou být přidány další markery. Z informací o polohách tří nekolineárních bodů pak určíme polohu a orientaci nástroje. Velmi důležitá je také přesnost. Některé technologie umožňují sledování polohy hrotu nástroje s přesností do 0,1–0,5 mm a orientaci s přesností od 0,1 stupně, což pro většinu aplikací stačí. Navíc přesnost zobrazení na monitoru je dána určitými kumulativními chybami vzniklými například rozlišením použitých snímků, pohybem orgánů od doby snímání, pohyby pacienta při operaci nebo při registraci. Všechny tyto chyby jsou v součtu mnohem větší než nepřesnosti senzorů polohy, proto se další vývoj nezaměřuje primárně jejich směrem.

Dalším důležitým parametrem je aktualizací frekvence. Ta udává jak rychle je aktualizována poloha nástroje. U používaných systémů se vyžaduje kolem 100 Hz. U některých

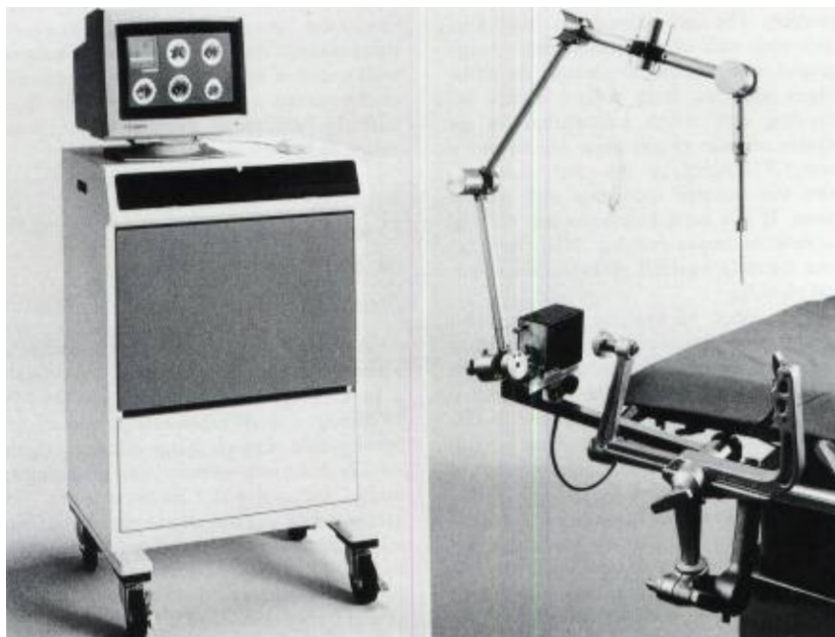
pak klesá s počtem sledovaných objektů, což může být problém. Většinou totiž potřebujeme sledovat více komponent současně. Jeden terč je umístěn na nástroji (někdy je také sledováno více nástrojů, zejména v případech, kdy se soustředí do jednoho místa z různých přístupů). Další terč se připevňuje na cílovou anatomickou strukturu, nebo do její blízkosti, kvůli kompenzaci pohybu pacienta. Pokud je použito nějaké externí sledovací zařízení např. ultrazvuk nebo mikroskop, připevňují se značky i na něj. Můžeme tak vidět polohu nástroje i v dynamickém obraze ultrazvuku.

Dále nás zajímá pozorovatelná pracovní plocha. Za minimální pracovní prostor se obecně považuje prostor s rozměry  $500 \times 500 \times 500$  mm, i když některé aplikace vyžadují menší. Během let se vývoj přizpůsobil poptávce zákazníků a existují i systémy, u kterých se pracovní prostor dá záměrně zmenšovat. V neposlední řadě pak charakterizuje systém prostorová náročnost a manipulovatelnost jeho komponentů, schopnost bezdrátové komunikace, mechanická odolnost aplikátorů vůči opakované sterilizaci, biokompatibilita, a samozřejmě cena.

### **Mechanická vazba**

V prvních navigačních systémech byly použity ke sledování hrotu nástroje pasivní mechanická ramena (viz 2.4). Byly to v podstatě mechanické paže bez pohonů, jen s potenciometry v kloubech. Později byly pro zvýšení přesnosti potenciometry nahrazeny optickými enkodéry. Ty měřily úhel natočení v každém kloubu, pomocí čehož se dala určit poloha nástroje. Zpočátku byl na konci ramena jen obyčejný hrot. V praxi to probíhalo tak, že operátor pohyboval ramenem, a pomocí hrotu identifikoval jednotlivé anatomické struktury. Po zorientování pak mohl vést zákrok přesně na cílenou tkáň. Pozdější systémy umožňovaly upnout i nástroj. Mechanické rameno se používalo v neurochirurgii, při operacích mozku, a bylo spojeno s fixátorem hlavy. Tím se zajistila stejná referenční poloha vůči pacientovi, i při pohybech fixátoru. Je to vcelku jednoduchá technologie s velmi vysokou přesností a velkou aktualizací frekvencí, má však zásadní nevýhody. Systém je oproti ostatním neobratnější. Chirurg sám musí manipulovat s celým ramenem, což se mírně projevuje i rychlostí zacílení určitého bodu. Rameno také musí být pevně spojeno s anatomickou strukturou pacienta, což je kromě neurochirurgických aplikací obtížně realizovatelné.

Dále není vhodné pro sledování více nástrojů, protože sledování dalšího nástroje je možné pouze s přidáním dalšího ramena. U některých systémů je navíc omezený rozsah operačního pole. Kvůli těmto nevýhodám byla mechanická ramena v oblasti navigace nahrazena novějšími technologiemi. Polohové enkodéry však můžeme vidět v dnešních robotických operačních systémech [23, 25, 29].



Obrázek 2.4: Navigační mechanické rameno [29]

### **Ultrazvukový systém**

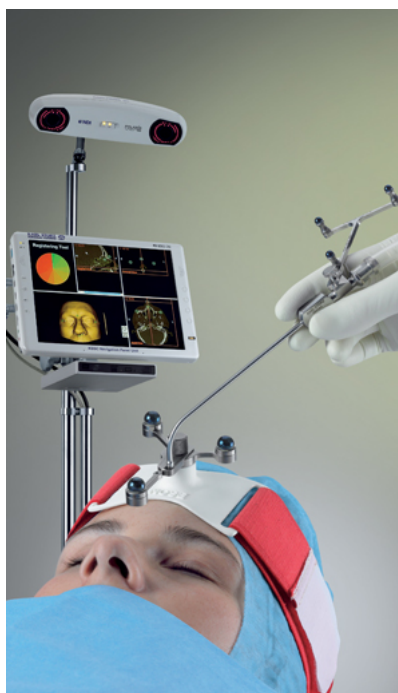
Další dříve používaná technologie využívá ultrazvuk. Na sledované objekty se připevní vysílače (piezoelektrické krystaly) emitující ultrazvukové impulzy a nad pacientem jsou umístěny tři citlivé mikrofony. Ty zaznamenávají pulzy a podle doby uplynulé od vyslání do zachycení pulzu se triangulací vyhodnotila poloha vysílače. Jeho přesnost je však velmi ovlivněna rychlostí šíření zvuku skrz prostředí. I při takto malých vzdálenostech relativně malé teplotní výkyvy vedou k významným chybám. Udává se, že se rychlost zvuku změní o 0,2 procenta na 1 °C. Dalším omezením je potřeba přímé viditelnosti vysílače a mikrofonu. To znamená, že pokud se mezi vysílač a mikrofon dostane nějaký objekt, způsobí to opět velké chyby v určení polohy. Negativní vliv na přesnost můžou

mít i vysokofrekvenční zvuky z okolního prostředí. Proto se volí frekvence vyšší, aby se rušení z okolí co nejméně projevilo. S rostoucí frekvencí se navíc zvyšuje i rozlišení systému. Má to však omezení, protože maximální dosah ultrazvuku s rostoucí frekvencí klesá a zhruba na 80 kHz už jsou to jen jednotky metrů. Ultrazvukový systém má i omezenou aktualizací dobu. Přijímaný signál může být součtem přímého signálu z vysílače a předchozího signálu odraženého např. od stěn operačního sálu. Proto se v závislosti na akustice v místnosti volila doba zpoždění, při které systém čekal až jeden signál dozní, a poté teprve emitoval druhý. Čekací doby byly nastavovány od 5 do 100 ms, což mohlo omezit aktualizací frekvenci až na 10 Hz. Jeho výhodami jsou na druhou stranu nízká cena (oproti optickým systémům ani ne poloviční) a snadné nastavení a manipulace. Kvůli menší přesnosti (maximálně 2 mm) však brzo tuto technologii vytlačily optické systémy, takže už se v klinické praxi vůbec nepoužívá [23, 25, 28, 29].

### **Optický systém**

Tato technologie je dnes v nemocnicích používána nejvíce. První systémy vydané v polovině 90. let se skládaly z vysílače – infračervené LED diody a přijímače – kamery, jež infračervené záření snímala. Z informací nejméně ze dvou kamer se triangulací dopočítala poloha diod (markerů). Diody byly navrženy tak, aby z malé plochy emitovaly záření o vlnových délkách 850 – 950 nm. Nesvítily kontinuálně, ale jen blikaly, takže v určitý okamžik byla viditelná pouze jedna. Pokud bylo použito více diod, snímací systém řídil jejich sekvenční rozsvěcování, a mohl je tak jednoznačně identifikovat. Pro možnost určení všech šesti stupňů volnosti sledovaných objektů, byly zakomponovány vždy tři diody na pevnou konstrukci, která se pak připevňovala na objekt. Kamery, které v této technologii představují pevnou část systému, tvořily řádkové CCD snímače. Pro určení prostorových souřadnic diody byly použity celkem tři. Upevňovaly se na dlouhou konstrukci v přesně daných úhlech až několik desítek centimetrů od sebe. Celý kamerový systém pak byl až metr dlouhý a jeho hmotnost mohla dosáhnout až 40 kg.

V dalších generacích byly použity infračervené diody, které místo blikání svítily kontinuálně. Pro identifikaci jednotlivých diod pak sloužila jejich jedinečná geometrie. Dále se v kamerách začaly používat dvojice 2D CCD senzorů. Plošné snímače mají oproti řád-



Obrázek 2.5: Optický navigační systém [35]

kovým nižší snímkovou rychlost, ale umožňují sledovat větší obrazové pole. Před senzory se pak také vložily filtry propustné jen pro úzké frekvenční spektrum záření, které má být viděno kamerami. Další vývoj přinesl přechod z aktivních markerů (LED diod) na pasivní. Nejprve v podobě hybridních systémů, později už jen s markery pasivními, které se používají dodnes. Ty tvoří malé kuličky potažené retroreflexním materiálem (wolfram). V tomto případě jsou kolem kamery v prstencovém uspořádání umístěny osvětlovače a malé kuličky pouze odrážejí infračervené záření do kamery. Kamerový systém je tedy vysílač i přijímač. Druhou pasivní variantu představují malé terčíky se snadno identifikovatelným vzorem – většinou černobílou šachovnicí. Pasivní markery jsou pro lékaře velmi atraktivní, protože oproti aktivním nepotřebují napájení, které bylo většinou řešeno kabelově. Všechny druhy markerů jsou zobrazeny na obrázku 2.6.

I tato technologie má však řadu nevýhod. Jednou ze základních je, že je nutná přímá viditelnost mezi markery a kamerami. Pakliže něco přeruší dráhu mezi nimi, stane se marker pro kameru neviditelný. U dnešních systémů už to sice není tak velký problém, protože jsou nastaveny tak, aby nepodávaly žádná data, než potenciální chybu, přesto tím jsou však kladeny určité nároky na uspořádání operačního sálu. V některých případech





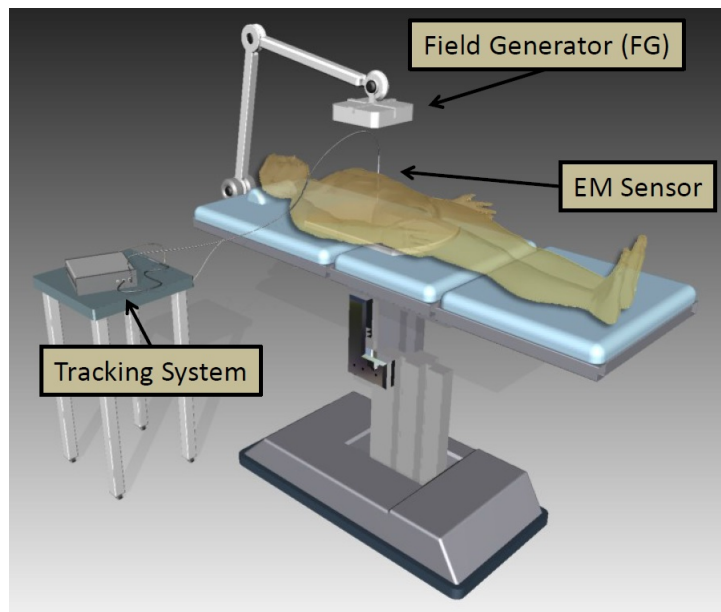
Obrázek 2.6: Nástrojové markery – vlevo aktivní diody, uprostřed pasivní retroreflexní kuličky [36], napravo pasivní reflexní vzory [38]

mohou být omezující i poměrně velké rozměry konstrukcí, které drží markery. Je zřejmé, že čím větší jsou, tím větší přesnosti systémy dosahují. Je tedy volen kompromis mezi designem a tedy i pohodlím lékaře, a přesností. V praxi mají při uspokojivé přesnosti tělesa s retroreflexními kuličkami průměr kolem 5 cm. Další omezení se týká použitelnosti nástrojů. Na rozdíl od technologií, kde je polohový senzor umístěn na hrotu nástroje, je zde totiž poloha hrotu počítána extrapolací z poloh markerů. To znamená, že mohou být použity pouze pevné nástroje, čímž se omezí některé tvary a funkce nástrojů. Problémy s technologií způsobovalo také osvětlení sálu. Jelikož kamery snímají infračervené záření, můžou být markery překryty infračerveným zářením v okolí, zejména tedy z osvětlení. Díky filtrům v kamerách a pečlivým nastavením operačních sálů se tento problém však již podařilo prakticky vyřešit. Oproti jiným systémům je zde také kladen větší důraz na kalibraci, jelikož tělesa s markery při nesprávné manipulaci nebo i po několika čištěních a sterilizačních cyklech ztrácí přesnost. Dnešní systémy mají aktualizací frekvenci od 50 do 60 Hz. Optické systémy také patří mezi nejdražší. Přesto je především díky své přesnosti, která dosahuje až 0,1 mm, využíván ve většině navigovaných operací. Byl dokonce použit i jako externí kontrola robotický systémů nebo v radiační terapii u systému Cyberknife<sup>2</sup> pro sledování a možnou kompenzaci pohybů pacienta [23, 24, 25, 30, 31].

<sup>2</sup>Jde o roboticky řízený ozařovací přístroj užívaný v radiochirurgii. Více informací na stránkách [39].

## Elektromagnetický systém

Elektromagnetické systémy fungují na principu kódování prostoru magnetickým polem známé geometrie (dané Biotovým Savartovým zákonem) a následném měření jeho intenzity. Pevnou část představuje generátor s několika cívkami, které vytváří střídavé nebo stacionární magnetické pole. Umisťuje se pod pacienta nebo vedle něj. Jeho pole bývají velmi slabá, obvykle mají méně než  $100 \mu\text{T}$ . Střídavé generátory jsou řízeny střídavým proudem s frekvencí 8 – 14 kHz. Tvoří je tři cívkami uspořádané do kartézského souřadného systému.



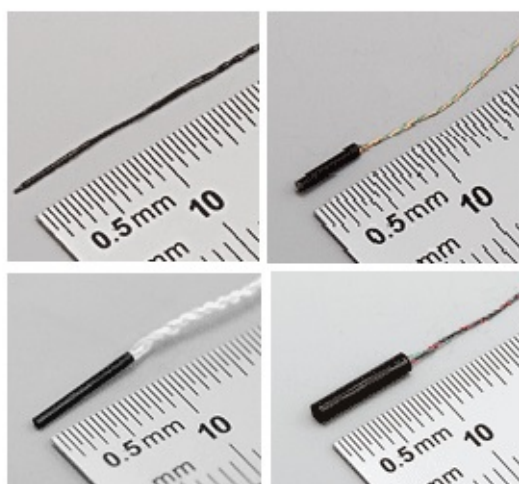
Obrázek 2.7: Princip elektromagnetického systému [26]

Na nástroje se pak připevní senzory. Ty měří magnetický tok  $\phi$ , který je definován jako tok magnetické indukce určitou plochou. Používají se dva hlavní druhy snímačů. První jsou snímací cívkami, na kterých se indukuje napětí podle Faradayova zákona elektromagnetické indukce:

$$U_i = -N \frac{d\phi}{dt}, \quad (2.12)$$

Ze vztahu vyplývá, že k indukci potřebují proměnné magnetické pole. Druhým typem je feromagnetický (fluxgate) magnetometr, který se používá pro měření neměnných polí. Ten představuje dvě opačně navinuté cívkami na společném jádru s vysokou magnetickou

permeabilitou. Budicí cívka je buzena harmonickým proudem, čímž je jádro periodicky přebuzováno do saturačních hodnot hysterezní smyčky. Pokud je magnetické pole obklopující sondu nulové, jádro bude buzené symetricky v obou polaritách. Pokud však bude externí pole působící v ose jádra nenulové, bude se jádro budit nesymetricky a na výstupu snímací cívky bude nesymetrický signál. Z míry nesymetrie lze určit velikost externího magnetického pole v ose jádra. Při použití tří sond pak můžeme měřit prostorové rozložení magnetického pole. Další dostupné senzory např. Hallova sonda nebo magnetický senzor SQUID nejsou v magnetických sledovacích zařízeních v chirurgii téměř vůbec používány. Senzory mohou být sledovány přibližně do půl metru kolem generátoru.



Obrázek 2.8: Magnetické senzory – nahoře s 5 a dole s 6 stupni volnosti [37]

Střídavé systémy jsou méně přesné, protože jsou velmi citlivé na rušení. V blízkých vodivých materiálech totiž vznikají vířivé proudy a následně vytvořené magnetické pole ovlivňuje pole vytvořené generátorem. Tento jev se podařilo částečně omezit použitím stejnosměrného proudu a tím vytvoření stacionárního magnetického pole. Určitá citlivost na feromagnetické materiály, elektromagnetický šum v prostředí nebo rušení od lékařských přístrojů – např. C ramena, však přetrvává. Menší rušení vykazují speciální generátory krátkého dosahu, které mají zmenšenou snímací oblast na např.  $14 \times 14 \times 27$  cm. Podle několika studií může dosáhnout v laboratorních podmínkách přesnosti až 0,3 mm na operačním poli  $0,5 \times 0,5 \times 0,5$  m. V praxi se však udává přesnost kolem 1 mm, podle přizpůsobení operačního sálu.

Většina elektromagnetických systémů dokáže určit alespoň 5 stupňů volnosti objektu. V případech, kdy je v senzoru použita jedna cívka, je kvůli axiální symetrii problém určit orientaci kolem jedné osy. To však lze vyřešit přidáním další měřicí cívky, i když se tím trochu zvýší rozměry snímače. Díky vývoji technologie se snímací senzory zmenšily z původních 5 cm až na 0,5 mm, což jsou rozměry tak malé, že umožňují vložení např. do jehel, katetrů, nebo intravaskulárních vodicích drátů. Systémy také nevyžadují přímou viditelnost mezi snímačem a generátorem, což je v kombinaci s velikostí senzorů nesporná výhoda, jelikož zavádění senzorů a sledování uvnitř těla pacienta v takovém rozsahu neumožňuje žádná jiná technologie. Dále není problém pro sledování více objektů. Pouze se s vyšším počtem sledovaných těles může snížit aktualizací frekvence, která se pohybuje od 40 do 250 Hz. Většina moderních systémů už je ale schopna číst výstupy senzorů paralelně, takže u nich ke snížení aktualizací frekvence nedojde. Nevýhodou je kromě náchylnosti na rušení fakt, že vyžaduje kabelové propojení senzoru s generátorem, což může být pro operátora omezující.

Díky svým vlastnostem se hodí pro zákroky v souvislosti s měkkými tkáněmi, na které nemůže být využit optický systém. Používá se například při srdeční elektrofyziologii, kryoablaci, nebo cílené biopsii. Méně se hodí pro ortopedii, kde byl experimentálně použit, ale mnohem více se osvědčily optické systémy [23, 25, 29, 26, 30, 31].

### **Impedanční systém**

Tato technologie je založena na měření impedance uvnitř těla pacienta. K tomu využívá střídavé elektrické pole s frekvencí nejčastěji od 5,6 do 10 kHz, někde i do 1 MHz. Na povrch těla pacienta jsou nalepeny páry elektrod, které kódují prostor v osách  $x$ ,  $y$  a  $z$ . Mezi elektrodami prochází proud o velikosti 0,1 – 1 mA. Zavedený katetr pak obsahuje senzor. Napětí mezi senzorem a elektrodami se lineárně mění v závislosti na vzdálenosti od dané elektrody. Poté se triangulací určí poloha senzoru. Tento systém je vhodný pouze pro měření uvnitř těla. Oproti ostatním technologiím není tolik citlivý na rušení, a nevyžaduje přímou viditelnost mezi komponenty. Také nepotřebuje žádné speciální vybavení, samy elektrody na katetrech mohou být použity jako měřicí prvky. Je však daleko méně přesný, jeho chyby dosahují v některých případech až 7 mm například při nevhodném umístění

elektrod. Přitom panuje názor, že tato technologie naplnila limit dosažitelné přesnosti. Používá se hlavně při elektrofyziologickém mapování srdce. Bývá také pro zvýšení přesnosti kombinována s elektromagnetickým systémem [23].

### **Další systémy**

Dostupné jsou i další technologie, které jsou určeny jen pro konkrétní aplikace. Jako příklad můžeme uvést tzv. *Video matching system* užívaný pro bronchoskopii, což je endoskopické vyšetření dolních cest dýchacích. Tato metoda porovnává obraz vnitřních anatomických struktur (například bodů větvení v dýchacích cestách) z endoskopu s povrchem modelu dýchacích cest získaných segmentací z CT snímků. Srovnáním pak určí polohu konce endoskopu. Technologie vyžaduje kvalitní optiku a kamerový systém s velkým rozlišením, dostatečně tenké CT snímky a poměrně velký výpočetní výkon. Na druhou stranu je velkou výhodou, že je tato metoda čistě softwarová a nevyžaduje použití dalších speciálních zařízení. Další variantou může být vláknově optické navigování endoskopu. Zde je možné sledovat kromě konce i tvar endoskopu po celé délce. Nakonec existují i hybridní systémy, které kombinují některé dříve zmíněné technologie např. optický a elektromagnetický, nebo elektromagnetický a impedanční [23, 28].

### **2.3.3 Registrace**

V předchozích kapitolách byly popsány principy sběru dat pro vytvoření CT snímku, po-  
tažmo 3D modelu a zjištění polohy nástroje. Pomocí registrace se tyto informace dají  
využít pro navigaci. Proces registrace zahrnuje dva kroky. Prvním je *určení polohy pa-  
cienta v prostoru* a tím vytvoření jeho souřadného systému. K tomuto účelu se využívají  
senzory povrchu. V dalším okamžiku máme definovány tři objekty (poloha pacienta, po-  
loha nástroje, zrekonstruovaný 3D model) a tedy i tři souřadné systémy. V druhém kroku  
registrace se definují *společné body všech systémů*, což umožní jejich vzájemné propojení  
a vyjádření jejich vztahu pomocí transformace.

## Snímání povrchu

Senzory povrchu se používají pro získání informací o tvaru objektu. Základní metody tohoto snímání se dělí na kontaktní a bezkontaktní. Kontaktní metody využívají pro sledování polohy některou z technologií popsaných v minulé kapitole. Pointerem, který je sledovaný např. optickým nebo elektromagnetickým systémem, se dotykově označuje povrch pacienta. Lze to provést dvěma způsoby. V prvním případě jsou při skenování CT nebo MR na pacienta nalepeny značky, které se poté pointerem identifikují. Pro minimalizaci rizika posunu značek je však nutné provádět vyšetření v den operace. Tato metoda se využívá nejvíce v neurochirurgii. Druhou možností detekce povrchu pacienta je sběr mnoha referenčních povrchových bodů. Na poli neurochirurgie se například pointerem kopíruje povrch obličeje v oblasti lícních kostí, nadočnicových oblouků a kořene nosu. Tím je nasbíráno několik desítek bodů. Stejným způsobem se kopíruje i povrch kostí a jejich kloubních konců v ortopedii. Při operacích po traumatech páteře nebo pánve pak stačí pouze několik určených charakteristických bodů.

Bezkontaktní metody naproti tomu využívají laserové interferometry. Ty emitují viditelný laserový paprsek a na základě odrazu od povrchu těla měří vzdálenost pacienta v jednotlivých místech. Samotné ukazovátko je pak opět sledováno jednou ze zmíněných polohovacích metod. Přepočtem polohy ukazovátko a vzdálenosti pacienta znovu získáme mračno bodů v prostoru, které se použije pro spárování s povrchem 3D modelu [23, 24].

## Prostorová transformace

Propojení všech tří (popř. i více) vztažných soustav se provádí prostřednictvím transformace. Transformační funkce přepočítávají souřadnice bodů z původních vztažných soustav na souřadnice v nové, společné soustavě. Dají se rozdělit podle rozměru dat, s kterými pracují. Při registraci v chirurgické navigaci se nejčastěji vyskytují 3D/3D transformace, tedy převod z trojrozměrného prostoru znovu do trojrozměrného. Další používané dělení je z pohledu míry komplexnosti. Nejjednodušší jsou rigidní transformace, které popisují pouze posun a rotaci objektu. V trojrozměrném prostoru je dána 6 stupňů volnosti – translací v osách  $x$ ,  $y$  a  $z$  a rotací kolem těchto os. K jejímu popisu bude tedy potřeba 6 parametrů.

Další skupinou jsou afinní transformace. Ty se používají, pokud je mezi soustavami i jiný rozdíl než jen poziční. Definují totiž kromě translace a rotace i změnu měřítka a zkosení objektu. Mají tak i více stupňů volnosti, konkrétně 3 translace, 3 rotace, 3 změny měřítka a 3 zkosení. Afinní transformace jsou tudíž pro 3D objekty definovány 12 parametry. Nejsložitější jsou pak transformace nelineární, které nepopisují pouze globální vlastnosti objektů, ale definují i lokální změny. Mezi ty patří například místní deformace. Je samozřejmé, že čím je komplexnější transformace a čím více parametrů zohledňuje, tím větší lze předpokládat správnost výsledků. Konkrétní zvolený přístup však záleží i na charakteru dat a hlavně na konkrétní aplikaci, která určuje požadovanou přesnost. Podrobněji se této problematice věnují [24, 33, 34].

## 3 Praktická část

Jedním z cílů práce bylo stanoveno testování zvolené navigační metody na konkrétním vytvořeném modelu. Navigace v chirurgii je však velmi rozsáhlé a komplexní téma, které široce přesahuje rámec bakalářské práce. V průběhu řešení byl proto po dohodě s vedoucím práce specifikován cíl praktické části pouze na přípravu CT dat pro CAD systémy. Tato část je hlavním východiskem pro realizaci počítačem podporované výroby (CAM), která zahrnuje i chirurgickou navigaci, viz obrázek 2.2. Pro reálné otestování vytvořeného modelu pak byla vybrána metoda 3D tisku. Následující část práce obsahuje popis a porovnání vybraných segmentačních nástrojů. Ve vybraných nástrojích byla provedena segmentace stejného souboru CT dat poskytnutých doc. Ing. Lukášem Čapkem, Ph.D. z Fakulty textilní Technické univerzity v Liberci. Tyto výsledky byly poté porovnány.

### 3.1 Porovnání dostupného softwaru

Na základě rešerše dostupných segmentačních nástrojů byly vybrány tři nástroje – 3D-Doctor, ITK-SNAP a 3D Slicer. Ty byly dále testovány na reálných datech a v následující kapitole budou podrobně popsány a porovnány. Popis je zaměřen na použité metody segmentace a především na uživatelskou náročnost a možnosti jednotlivých nástrojů. Další relativně hojně využívané nástroje jsou například zdarma dostupné ImageJ, MITK-GEM, MeVisLab a Nifti Seg nebo komerční TurtleSeg, Materialise Mimics, Analyze, Eikona3D a EBS, ty ale nebyly podrobeny bližší analýze.



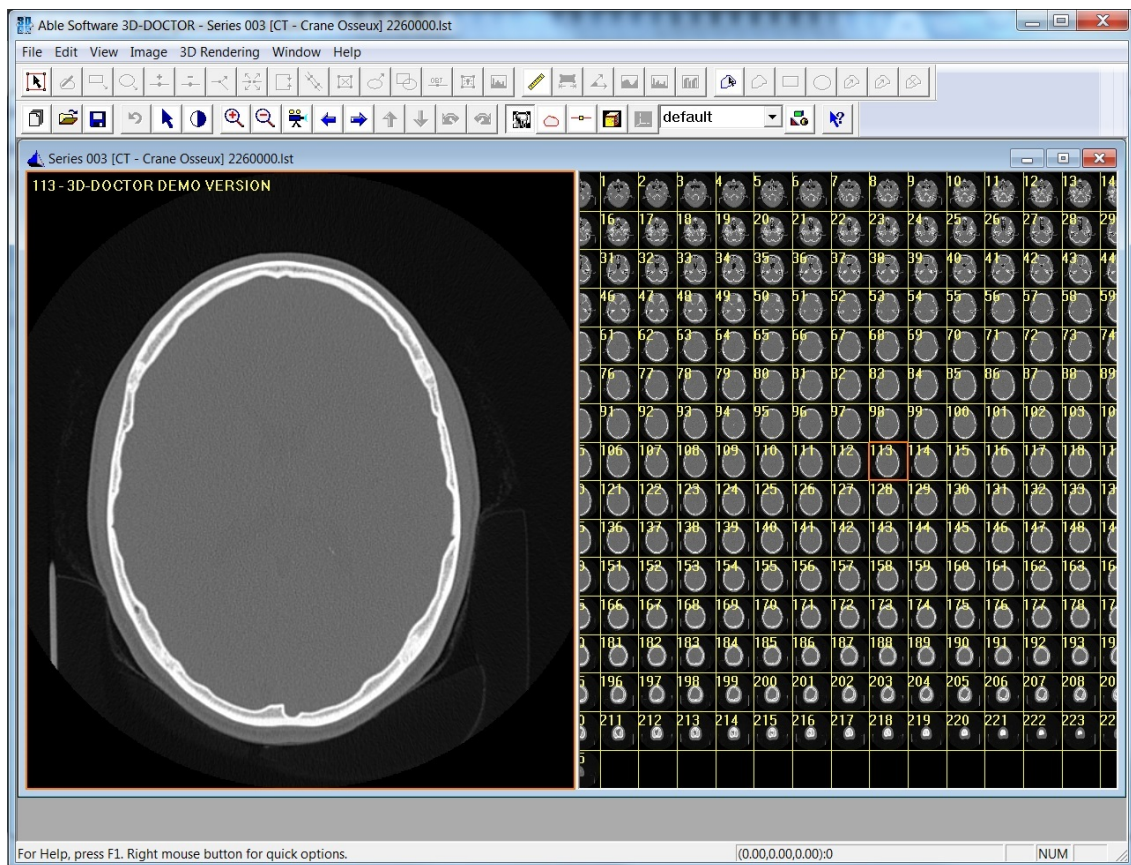
### 3.1.1 3D-Doctor

Prvním vyzkoušeným softwarem je 3D-Doctor. Jde o komerční software vyvinutý firmou Able Software Corporation. Je zaměřený na zpracování a analýzu obrazů z medicínských zobrazovacích metod, jako jsou CT nebo MR apod. Dostupný je jako shareware na internetových stránkách vydavatele [40]. Zkušební verze je plně funkční, ale vytvořené modely se nedají ukládat ani exportovat. Plná verze včetně šestiměsíční technické podpory a aktualizací je pak k dostání za 4800 \$ (akademická licence 2400 \$, studentská 795 \$). V současné době je dostupná pouze verze pro Windows, pro ostatní platformy je tedy zatím možné využití jen přes emulátor.

Instalace je velmi rychlá a snadná. Program podporuje medicínské formáty DICOM, Interfile, medicínská RAW data a běžné obrazové formáty JPEG, BMP, GIFF, PNG a TIFF. Dokáže pracovat s šedotónovými obrazy s 16-bitovou hloubkou a s barevnými obrazy s 24-bitovou hloubkou. Výsledné modely se ukládají jako povrchové polygony a lze je exportovat do standardních 3D formátů – STL (ASCII i binární), OBJ, 3DS, VRML, nebo přímo do výměnných formátů pro CAD softwarů – DXF, IGES aj. Vzory dat v těchto formátech poskytuje vydavatel, aby v době využívání zkušební verze, kdy chybí exportní funkce, byla možnost kontroly kompatibility dalších softwarů. Uživatelsky je 3D Doctor velmi přístupný a jednoduchý. Na zmíněných internetových stránkách jsou navíc k dispozici tutoriály, které detailně popisují práci s nejvíce používanými nástroji.

Před samotnou segmentací je třeba zmínit, že software obsahuje řadu funkcí pro předzpracování a analýzu obrazu. Jde například o geometrické úpravy jednotlivých řezů, úpravu jasů (úpravou šedotónové škály nebo ekvalizací histogramu), nebo konverzi na nižší bitové hladiny. Dále je vybaven průměrovacím a mediánovým filtrem pro vyhlazování obrazu, dalším filtrem pro ostření, a Sobelovým filtrem pro zvýraznění hran. Princip uvedených funkcí je blíže popsán v kapitole 2.2.1. Pro základní analýzu obrazu lze využít například měření vzdáleností a úhlů, histogram, nebo jasový profil linky.

Pro segmentaci jednotlivých tkání máme přístup k několika algoritmům, které umožňují segmentaci jednak zcela automatickou, ale i interaktivní (poloautomatickou), nebo plně manuální.



Obrázek 3.1: 3D-Doctor – Uživatelské rozhraní

- Automatická segmentace* – Při automatické segmentaci se provádí klasifikace objektů podle textur obrazu. Uživatel jen nastaví počet segmentovaných objektů a počet iterací a poté se samočinně, metodou shlukování podobných oblastí, provede segmentace. Ve výsledku je nasegmentováno o jeden objekt více a je na uživateli, aby si vybral objekty v oblasti zájmu a přebytečný objekt případně vypnul ze zobrazení. Automatická segmentace se hodí jen pro data s vyšším kontrastem, kde jsou dobře rozlišitelné objekty. V opačném případě (např. při vyšším zašumění) algoritmus do objektů zahrne i části, které k nim nepatří. Výsledek pak sice lze ještě manuálně upravit hraničním editorem, ale tím se stírá výhoda automatické segmentace.
- Poloautomatická segmentace* – Ta probíhá za větší účasti uživatele. Zde se využívá metoda prahování. Na základě analýzy histogramu je navržen vhodný rozsah intenzit a poté je prostor pro nastavení vlastního ideálního prahu. Zvolený práh lze

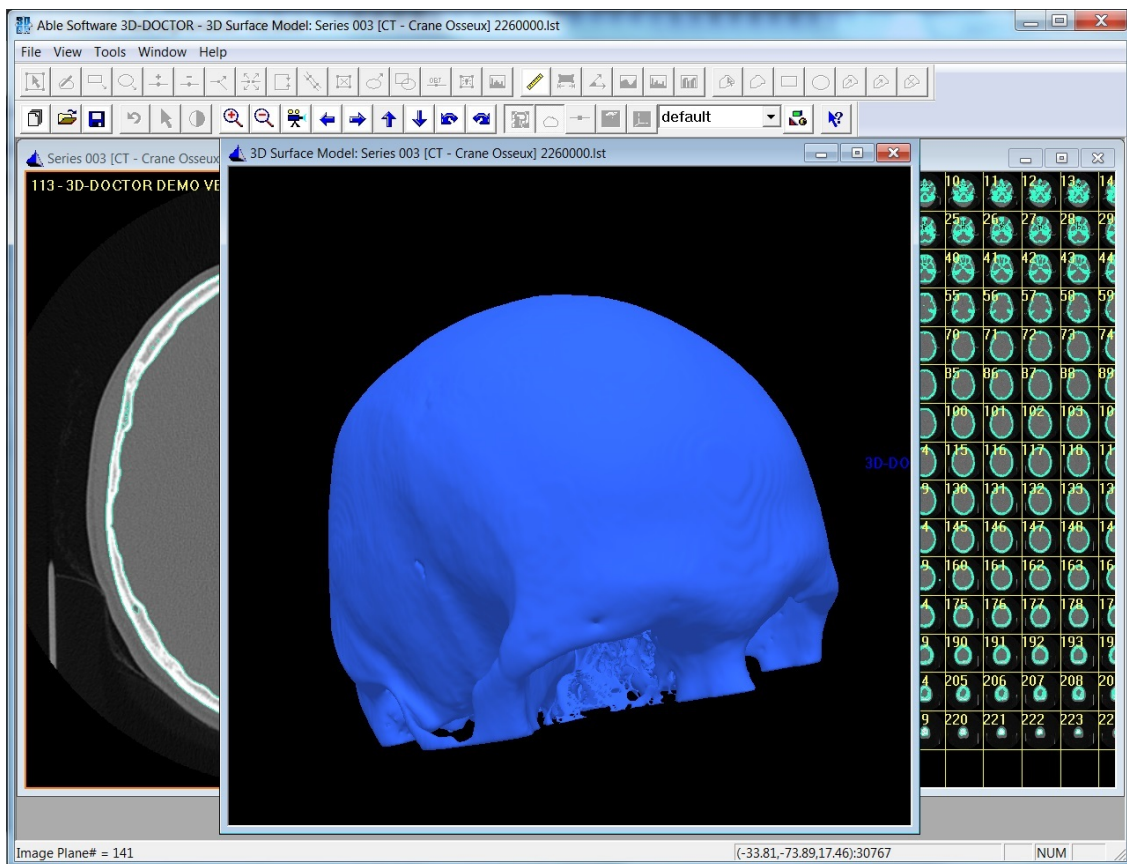
použít pro všechny snímky nebo pouze pro aktuální, takže může mít každý snímek jiný práh. Toho se dá využít pro částečné omezení vlivu artefaktů, které zasahují jen do některých snímků. Další možností je segmentace pomocí tréninkových dat. Zde je třeba označit oblast, jejíž vlastnosti budou použity pro následnou segmentaci. Označování oblastí je bohužel možné pouze tvorbou n-úhelníků, kvůli tomu je například identifikace tenkých struktur mírně pracnější.

- *Manuální segmentace* – Posledním typem je plně manuální segmentace pomocí editoru hranic. Prostřednictvím něj se obkreslují požadované oblasti, což je při požadavku na určitou přesnost velmi zdlouhavé. S využitím tohoto nástroje se v praxi počítá spíše pro případné úpravy hranic segmentů vytvořených automatickou nebo poloautomatickou segmentací. Velkou nevýhodou je, že nástroj pracuje s polygony a úpravy se proto provádí manipulací s jednotlivými body polygonů, což může v porovnání s jinými softwary, kde je k dispozici např. štětec, zabrat několikanásobně delší čas.

Po provedení segmentace jsou k dispozici nástroje pro tvorbu objemového nebo povrchového modelu. Objemové modely jsou tvořeny přímo z voxelů a dají se ukládat jen ve formátu TIFF. Naproti tomu povrchové modely mají plášť složen z polygonů (trojúhelníková síť) a lze je exportovat do dříve zmíněných formátů pro CAD aplikace. Pro generování povrchového modelu je k dispozici několik nástrojů použitelných podle účelu tvorby modelu. Jednotlivé nástroje jsou založeny na různých principech konstrukce a jsou i různě časově náročné. Vytvořené modely se pak liší například hladkostí nebo přítomností malých děr a ostrůvků.

Velmi nápomocná je funkce 3D Wizard, která slouží jako jakýsi průvodce při vytváření 3D modelu. Po jednotlivých krocích navádí uživatele od kalibrace souřadnic obrazu postupně přes definování objektů, definování oblasti zájmu (ROI – Region of Interest), interaktivní segmentaci a úpravu hranic až po vytvoření samotného modelu. Díky tomu je možné získat základní 3D model z CT dat za velmi krátkou dobu, prakticky bez hlubší znalosti samotného softwaru. V dalším kroku je pak možno dále model analyzovat např. měřením objemu a povrchu, určením počtu uzlů a trojúhelníků v síti apod. Počet trojú-

helníkových ploch nejde před rekonstrukcí nijak ovlivnit, ale po zformování lze síť zjemňovat i zjednodušovat (decimovat) popř. bez kvantitativních změn jen povrch vyhladit. Tyto operace jsou však prováděny zcela automaticky a neumožňují nastavení žádného parametru. Další velmi užitečnou funkcí je výběr jednoho souvislého objektu a odstranění všech ostatních, což vlastně znamená, že můžeme smazat všechny malé fragmenty v okolí objektu, jejichž vzniku se v průběhu segmentace nedá zabránit. Tato funkce spolu s vyhlazováním a redukcí počtu trojúhelníků v modelu patří mezi základní a nesmírně důležité procedury úpravy síťových modelů s ohledem na další zpracování.



Obrázek 3.2: 3D-Doctor – Vytvořený model části lebky

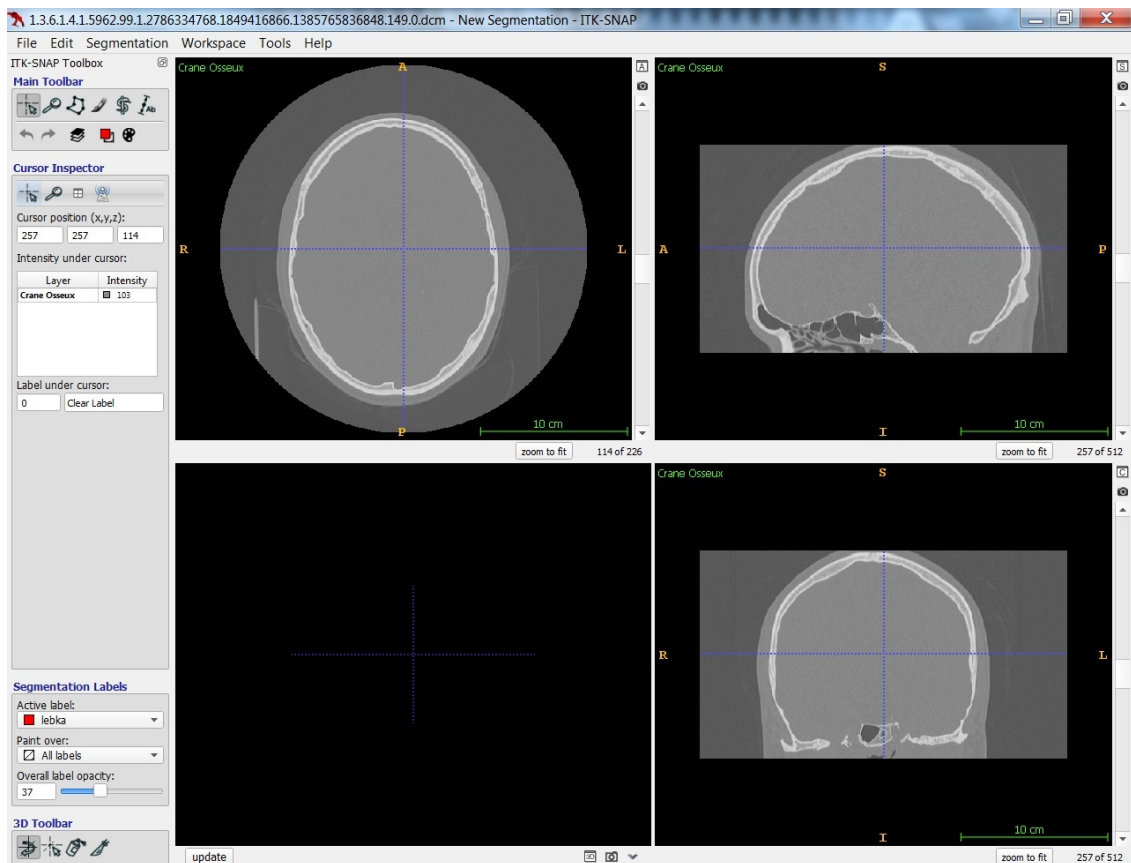
Patrně největším nedostatkem tohoto nástroje je, že jako jeden z mála segmentačních softwarů nabízí v základním zobrazení náhled na data pouze v jedné rovině. Polovinu pracovního okna tvoří náhled na snímky v axiální rovině a vedle něj je jen přehled dalších zmenšených snímků ve stejném pohledu. Dodatečně lze zobrazit náhledy v sagitální a koronární rovině, ale jsou zmenšené a ovládání pro prohlížení jednotlivých řezů není tolik

intuitivní. Pokud ale nastavíme zobrazení ve všech třech osách, nejde vypnout přehled s miniaturizovanými snímky. To způsobuje problémy při prohlížení snímků po segmentaci. Všechny zmenšené snímky totiž aktualizují při změně řezu v hlavním okně svůj stav. Po provedení segmentace se v nich tedy při každé změně snímku znovu a znovu znázorňují vysegmentované oblasti. Během čekání na aktualizaci všech snímků není možné provádět žádné další operace, což je do jisté míry omezující. Při větším počtu snímků nebo segmentovaných objektů je už aktualizace tak časově náročná, že prakticky znemožňuje kontrolu hranic objektů ve všech snímcích. Tuto kontrolu tak lze provést jen v jedné rovině po přepnutí na zobrazení pouze axiálních řezů.

### 3.1.2 ITK-SNAP

Dalším softwarem sloužícím pro segmentaci medicínských dat je ITK-SNAP. Jde o open-source aplikaci, která vznikla na základě spolupráce výzkumných týmů University v Pennsylvánii a University v Utahu. Výzkumníci těchto institucí jsou dodnes jejími hlavními vývojáři. Ke stažení je na oficiálních internetových stránkách [41] jako freeware pro platformy Windows, Linux a MacOS. Aplikace je založena na opensource knihovnách (knihovnách s otevřeným zdrojovým kódem) ITK a VTK, které zaštiťuje společnost Kitware Inc. Knihovna ITK (Insight ToolKit) slouží pro segmentaci a registraci obrazu. Registrací se v tomto případě rozumí hledání stejných rysů ve více obrazech, např. identické snímky z CT a z MR, a jejich spojení za účelem získání informací z obou zobrazovacích metod najednou. Knihovna VTK (Visualization ToolKit) pak zajišťuje vizualizaci, je zde tedy využívána pro 3D rendering (vykreslování 3D modelu).

Tento software podporuje práci s mnoha medicínskými formáty např. DICOM, Analyze, NYFTI, NRRD, GE, Siemens, GIPL, RAW data atd. Import je však možný maximálně v 16-bitové hloubce. Pokud mají data více než 65 536 úrovní šedi, hodnoty jsou automaticky převedeny lineární transformací do tohoto rozmezí. Ukládat lze snímky v jednotlivých rovinách jako PNG, TIFF a JPEG, a pro vygenerovaný síťový model je kromě toho možný export do formátů STL (ASCII), BYU a vlastního formátu knihovny VTK. Uživatelské rozhraní je velmi přehledné a potvrzuje hlavní filozofii projektu, že ITK-SNAP má být hlavně jednoduchý a přístupný segmentační software. Nemá proto mnoho dalších funkcí



Obrázek 3.3: ITK-SNAP – Uživatelské rozhraní

pro úpravu nebo analýzu dat. Pro lepší orientaci navíc najdeme na zmíněných internetových stránkách detailní uživatelský manuál i instruktážní videa k hlavním funkcím.

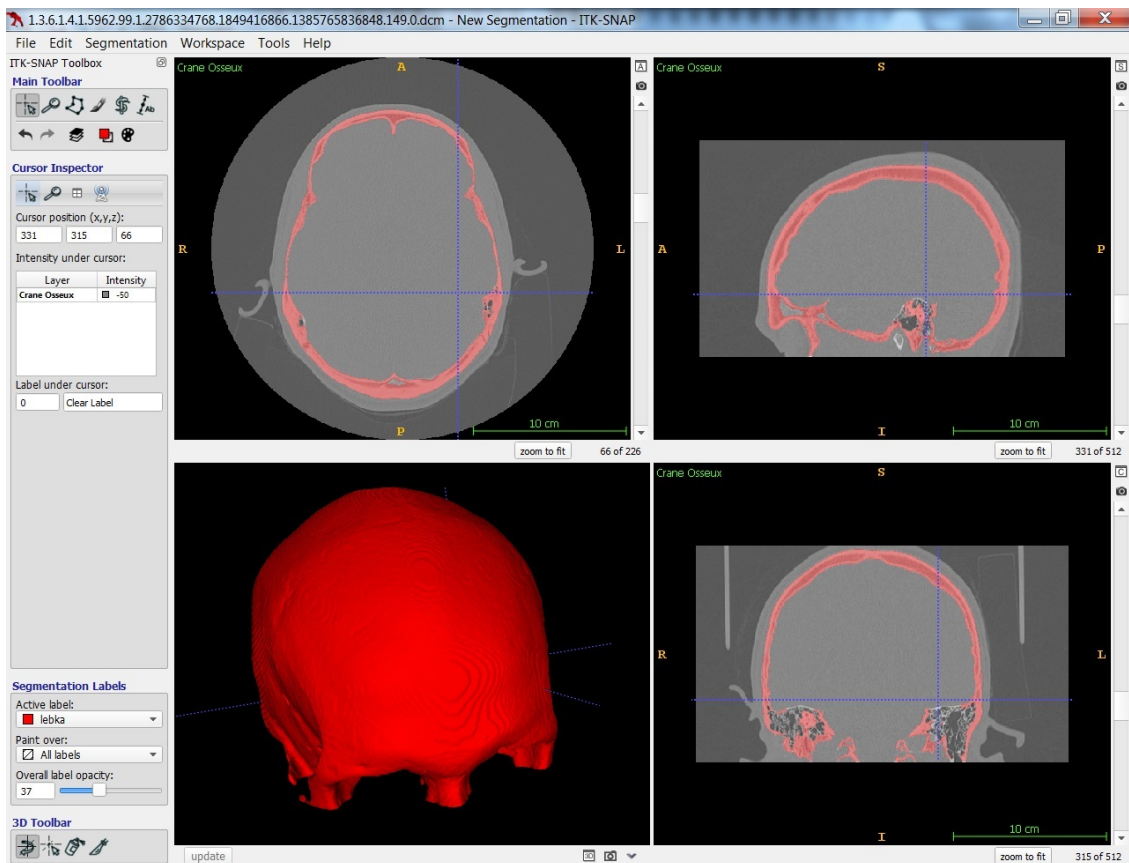
Jak už bylo naznačeno, nástroj nabízí současně náhledy na snímky ve třech rovinách – axiální, sagitální a koronární, a vytvořený 3D model. V případě potřeby lze maximalizovat pouze jeden z nich. Orientace v pracovních oknech je velmi snadná, což umožňuje i intuitivní a rychlé prohlížení snímků koordinovaně ve všech třech rovinách. Mezi funkcemi sloužícími pro úpravu obrazu před segmentací najdeme pouze transformaci jasové stupnice a změnu barevné mapy. Pro analýzu je pak dostupné měření vzdáleností a tvorba histogramu.

Samotná segmentace jde provádět poloautomaticky nebo manuálně. Poloautomatická segmentace je rozdělena do několika kroků. V prvním vybereme oblast zájmu (ROI). Poté je potřeba vytvořit tzv. speed image, což je, jak název napovídá, narychlo vytvořený obraz s hodnotou 1 pro zájmový objekt, a hodnotou  $-1$  pro pozadí. Jde o jakousi „předsegmen-

taci“ k přípravě segmentovaného objektu. Pro tento mezikrok jsou k dispozici algoritmy prahování, klasifikace, shlukování a hranové detekce. V kapitole 2.2.2 jsou tyto algoritmy popsány, s výjimkou klasifikace. Ta je založena na uživatelsky definovaných tréninkových datech, která využívá pro třídění do objektových tříd. Z uvedených algoritmů si uživatel vybere ten nejvhodnější pro danou aplikaci, který se pak aplikuje na všechny snímky. Ne- ní tedy bohužel možnost upravovat speed image zvlášť v jednotlivých řezech. Ve třetím kroku se do připravených snímků vkládají kulové plochy, z nichž probíhá metodou level set tvarování segmentů podle hranic objektu. Čtvrtý krok pak zahrnuje nastavení velikosti jednotlivých kroků iterace, počtu iterací a parametrů, které ovlivňují vnitřní a vnější síly kontur. Během provádění segmentace je na snímcích vidět rozšiřování segmentů a v pří- padě potřeby lze ještě pozastavit proces a změnit některé parametry. Tato metoda dobře segmentuje objekty se složitějšími tvary, ale je vhodná spíše pro menší struktury. Při vět- ších plochách je velmi zdlouhavá, a pokud nejsou u objektu dostatečně výrazné všechny hrany, začne se segmentovaná oblast „rozlévat“ i do okolí. Dobu procesu lze částečně redukovat přípravou více kulových ploch pro segmentaci. Při menším počtu je k pokry- tí segmentu potřeba velké množství iterací a roste tak výrazně rekonstrukční čas. I při kvalitní přípravě však patří tento algoritmus mezi pomalejší.

Manuální segmentace se provádí polygonálním obkreslováním vybraného objektu ne- bo jeho vybarvováním pomocí štětce. Zajímavostí je, že si lze vybrat kromě několika ve- likostí, tvarů a dimenzí (2D a 3D) vykreslovacího nástroje i funkci tzv. adaptivního štětce, který dokáže analyzovat okolí označeného bodu a poté vybere jen pixely s podobnou in- tenzitou. Tato funkce ve spojení s maximální velikostí štětce a 3D módem vykreslování může velmi urychlit manuální segmentaci.

Posledním bodem je 3D rendering. Ten je prováděn plně automaticky bez možnosti nastavení jakéhokoliv parametru nebo požadavku. 3D model je vykreslen velmi rychle a dá se poměrně dynamicky aktualizovat např. při malých úpravách segmentů. Po vykres- lení ho ale lze jen za pomoci tzv. skalpelu rozdělit na více objektů a exportovat. Žádné jiné funkce pro úpravu nebo analýzu 3D modelu tento software bohužel neposkytuje. Pro ná- sledné využití modelu je tedy potřeba další software, který ho zbaví okolních fragmentů, popř. vyhledá nebo zdecimuje.



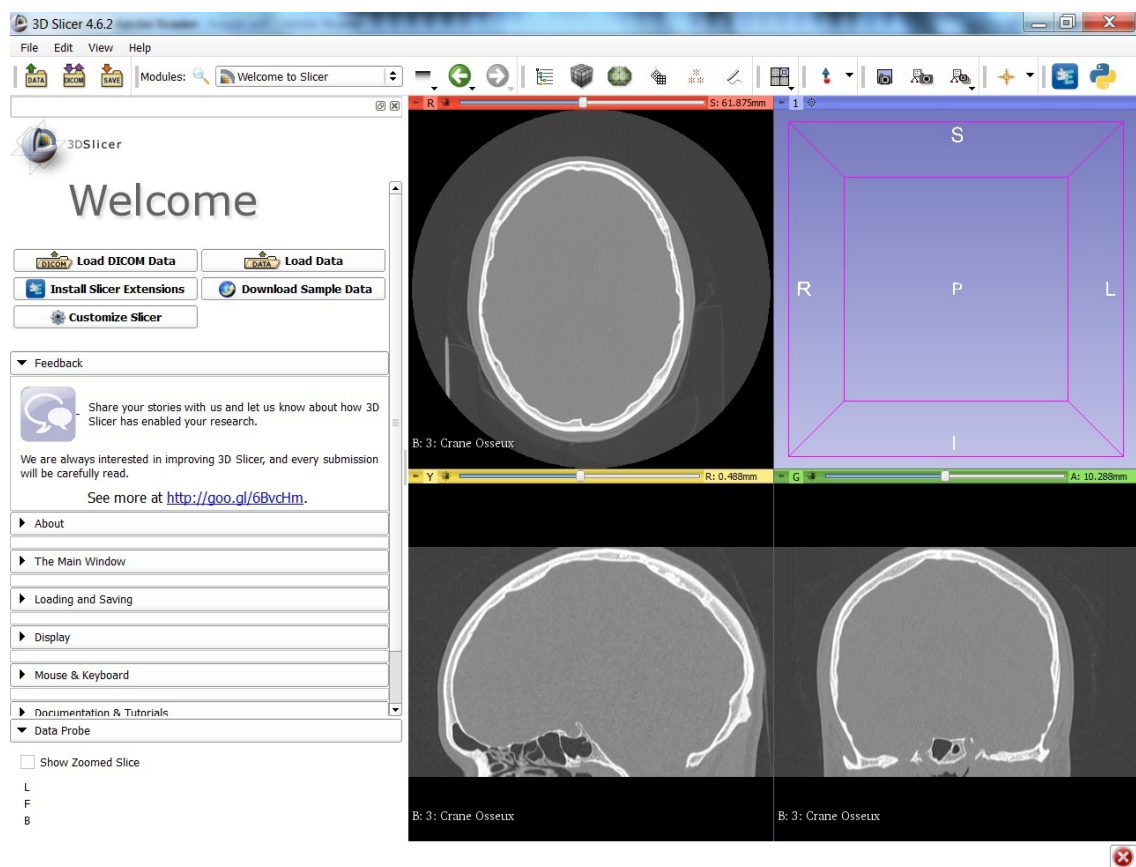
Obrázek 3.4: ITK-SNAP – Vytvořený model části lebky

### 3.1.3 3D Slicer

Posledním testovaným softwarem je 3D Slicer. Je to velmi vyspělý open-source software vydaný pod licencí BSD, která umožňuje volné šíření (i komerční) za předpokladu uvedení informací o autorovi. V současnosti je aplikace rozšířena do několika odvětví výzkumu a specializuje se například i na oblast neurochirurgie a obrazem vedené operace – Image-Guided Surgery. O hlavní vývoj se zasazují vývojáři společnosti Kitware Inc. a široké Slicer komunity. Je volně ke stažení na stránkách [44] pro Windows, Linux a MacOS. Na stejné adrese jsou dostupné i manuály a tutoriály, včetně základních informací a požadavků na hardware a software vybavení. Důležité je zmínit, že jde o pokročilý software, který pro svou paměťovou náročnost při zpracování obrazu potřebuje dostatečnou kapacitu paměti RAM. Autory je doporučována optimálně 8 GB nebo větší. V tomto případě je pak nutné mít 64bitový operační systém.



3D Slicer využívá stejně jako ITK-SNAP nástrojové knihovny ITK a VTK. Dokáže číst i zapisovat data mimo jiné v klasických medicínských formátech DICOM, Analyze, NIFTI, NRRD, MetaImage, a běžných obrazových formátech JPEG, BMP, PNG, TIFF. 3D modely můžeme prohlížet např. ve formátech STL, OBJ, VTK, BYU, ORIG a G, ale zapisovat pouze jako STL, VTK a PLY. Je uspořádán do modulů poskytujících nástroje pro různé druhy zpracování a analýzy obrazu. K dispozici je také velké množství rozšíření, která spolupracují se základními moduly a umožňují pokročilejší práci v konkrétních oborech. Instalace nových rozšíření je velmi snadná díky průvodci Extension Manager. Kvůli počtu dostupných modulů a funkcí může 3D Slicer působit složitě a nepřehledně. V porovnání s ostatními vyzkoušenými softwary je také určitě potřeba delší doba pro obeznámení se s uživatelským prostředím a jednotlivými funkcemi. Pro pokročilou práci s daty je nutná hlubší znalost problematiky, pakliže se má dosáhnout uspokojivých výsledků.



Obrázek 3.5: 3D Slicer – Uživatelské rozhraní

V základním nastavení jsou zobrazeny řezy v axiální, sagitální a koronární rovině a celkový náhled na 3D model. V tomto ohledu však nabízí program zobrazení oken v mnoha variantách podle potřeby. V levé části je pak panel, kde jsou popsány specifikace jednotlivých modulů, a nastavují se zde jejich parametry. Základních modulů je ve verzi 4.6.2 zhruba devadesát a lze je rozdělit do několika kategorií. Mezi hlavní kategorie patří moduly:

- *Informační* – Tyto moduly neslouží k úpravě samotných snímků. V první řadě se starají o import dat, popř. stažení ukázkových dat, a poté už jen o práci s neobrazovými daty. Tato práce obsahuje např. centrální organizaci dat ve smyslu vytváření hierarchie složek jednotlivých studií a pacientů, tvorbu tabulek a přehledů se statistickými údaji, definování barevných scén, tvorbu pravítek a referenčních značek v obraze a jejich přehledné spravování.
- *Registrační* – Jak už název napovídá, moduly tohoto druhu se používají k registraci obrazů. Té se dá využít monomodálně pro kompenzaci pohybových artefaktů na různých snímcích ze stejné zobrazovací metody, nebo multimodálně, kdy nám například spojení identických snímků z CT a z MR může přinést více užitečných informací, než z každé modalitě zvlášť. Moduly pro registraci obsahují různé algoritmy pro hledání podobnosti a realizování transformace mezi snímky. Proces většinou probíhá automaticky, uživatel jen identifikuje fixní a plovoucí obraz a zadá maximální velikost kroku jedné iterace, počet iterací a další parametry specifické pro jednotlivé metody. Manuálně lze provádět jen translace a rotace plovoucího snímku proti fixnímu. Součástí registračních modulů je také modul pro vytváření multiplanární rekonstrukce neboli 2D rekonstrukce, která umožňuje zobrazení dat v libovolné rovině. Tato funkce patří mezi základní požadavky na software využívaný v nemocničních zařízeních pro diagnostiku nebo pro plánování operace.
- *Segmentační* – Další skupina modulů slouží k segmentaci. Základní segmentační editor nabízí nástroje pro manuální obkreslování nebo malování segmentů, dále pak tzv. *leveltracking*, kdy je po označení pixelu hledána uzavřená cesta přes pixely o stejné hodnotě jasu. Tato funkce umožňuje rychlé a přesné manuální dělení jed-

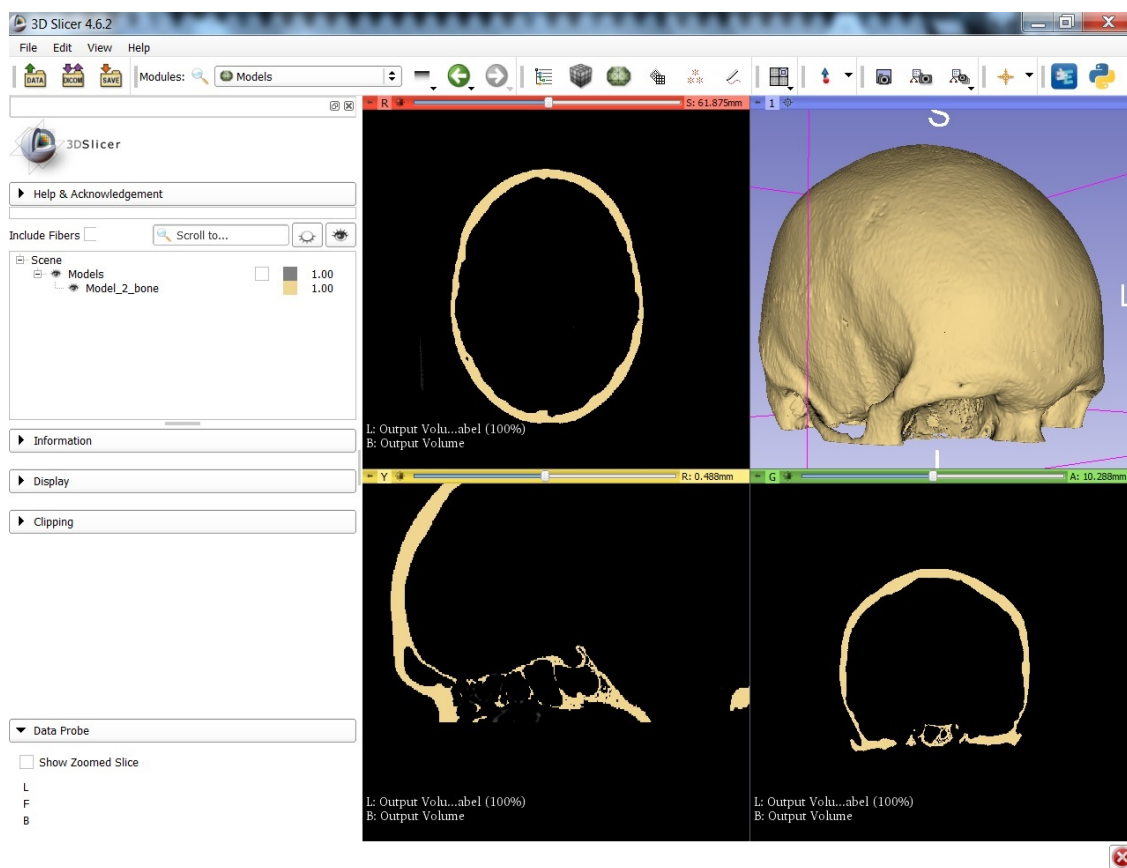
notlivých tkání, a to velmi účinně i v obrazech s nižším kontrastem. Další funkcí je segmentační metoda *GrowCut*, která však v základním editoru neumožňuje nastavit dostatečné množství parametrů, a tak je při menším kontrastu značně nepřesná. Předposledním segmentačním algoritmem editoru je *thresholding*. To má i zde jednoduché ovládání a aplikaci, a navíc v kombinaci s některými filtrovacími moduly také velmi uspokojivé výsledky. Posledním je pak metoda *watershed*. U ní je potřeba označit zájmovou oblast, pozadí a nastavit parametr citlivosti. Tato metoda není tolik citlivá na šum, ale mohou vznikat nepřesnosti při menším kontrastu obrazu a u drobných struktur. Citlivost na hrany je možno řídit parametrem, při jeho minimalizaci se citlivost zvyšuje a okraje jsou lépe reflektovány. Dále modul obsahuje několik nástrojů pro úpravu segmentů. Jsou to například morfologické operace otevření a uzavření pro odstranění malých ostrůvků a vyplnění malých děr, nebo mediánový a Gaussův filtr. V další řadě lze upravovat velikost segmentů pomocí rozrůstání a smršťování okrajů, popř. měnit jejich tvar pomocí logických operací či jejich kombinací s jinými segmenty. Konečně pak editor umožňuje změnou identifikace jednotlivých segmentů tvořit další objekty a odstraňovat malé fragmenty.

Ostatní segmentační moduly se liší použitými algoritmy. Najdeme zde například metodu narůstání oblastí, u které musí uživatel nastavit do obrazu počáteční body (semena), a hodnoty rádia okolí pro výpočet intenzity a směrodatné odchylky. Tyto hodnoty se musí zadat manuálně, bez analýzy, což je ze začátku velmi nepřesné a je potřeba provést několik pokusů pro optimální nastavení. Dalším dostupným modulem je EMSegmenter, který provádí segmentaci podle předlohy v podobě atlasu. Tyto atlasy se dají v aplikaci stáhnout, nebo v prostředí pro vývojáře přímo navrhnout. Zatím jsou však dostupné pouze atlasy pro různé druhy segmentace mozku z MRI snímků. Vytváření vlastních atlasů pak vyžaduje hlubokou znalost problematiky – jak softwaru, tak v oblasti anatomie člověka.

- *Filtrovací* – Základní filtrovací modul obsahuje přes 250 různých filtrů. Jedná se většinou o základní filtry, jejich různá provedení a kombinace. Orientace mezi nimi je jednoduchá a obvykle mají i velmi snadnou aplikaci. Chybí však jakýkoliv

popis jednotlivých filtrů, pro výběr optimálního filtru je tedy nutné navštívit uvedené webové stránky. Další filtrovací moduly už jsou komplikovanější, a mívají již konkrétní zaměření. Jako jeden z těch jednodušších můžeme uvést filtr založený na bázi prahování, který se dá velmi snadno využít např. ke zvýšení kontrastu měkkých tkání v CT snímku pro jejich následnou snadnější segmentaci.

- *Modelové* – Tyto moduly slouží k vytváření povrchových modelů a jejich úpravě. Při tvorbě modelu jde zpravidla nastavit míru vyhlazení a decimace výsledku. V těchto modulech se snadno orientuje a tak je vytváření modelů vcelku snadné.
- *Vývojářské* – Do poslední skupiny patří několik modulů, které napomáhají vývojářům vytvářet a aplikovat nová rozšíření.



Obrázek 3.6: 3D Slicer – Vytvořený model části lebky

Jak už bylo několikrát zmíněno, 3D Slicer je pokročilý a sofistikovaný software. Má velké množství funkcí, s mnoha ovlivnitelnými parametry. Díky tomu je schopen dosáh-

nout při práci s obrazovými daty velmi slušných výsledků. Jeho možnosti z něj však současně dělají do značné míry uživatelsky složitý a komplikovaný nástroj. Pro práci s ním jsou nutné základní znalosti problematiky a podstatně delší čas pro obeznámení s uživatelským prostředím v porovnání s předchozími softwary. Stejně tak jsou obecně časově náročnější i výpočetní doby jednotlivých operací.

### 3.1.4 Shrnutí

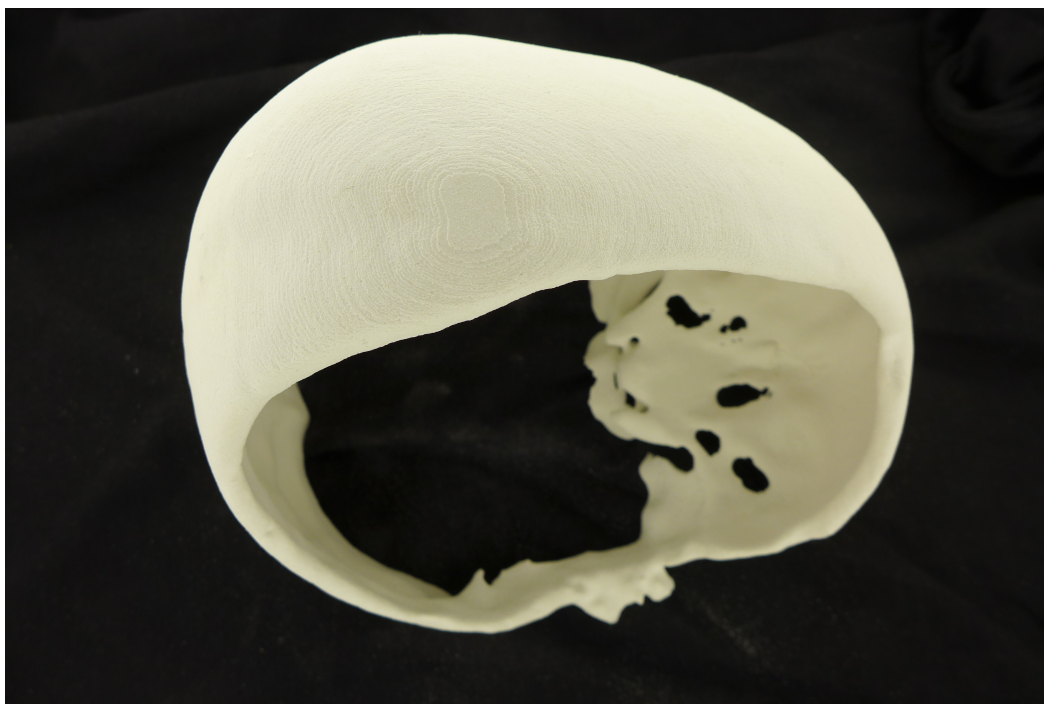
Jednotlivé nástroje byly vyzkoušeny na testovacích datech a následně vzájemně porovnány. Výsledky jsou prezentované v přehledné tabulce 3.7.

Software	3D-Doctor	ITK-SNAP	3D Slicer
Cena	120 000 Kč (4800USD)	zdarma	zdarma
Platformy	Windows	Windows, Linux, MacOS	Windows, Linux, MacOS
Požadavky na hardware/software (doporučené)	512 MB RAM	2 GB RAM	8 GB RAM
	50 MB HDD	100 MB HDD	1 GB HDD
	Windows XP a novější		64bitový OS
Uživatelská náročnost	nízká	nízká	vysoká
Rychlost segmentace	vysoká	nízká	vysoká
Rychlost tvorby 3D modelu	střední	vysoká	nízká
Množství nástrojů pro úpravu dat	střední	nízké	vysoké
Vstupní formáty	DICOM, Interfile, RAW data, TIFF, JPEG, GIFF, BMP, PNG, STL, SUF, VOL, PLY, 3DS, OBJ, XYZ, TRI, LST	DICOM, Analyze, NIFTI, NRRD, GE, Siemens, GIPL, RAW data, MetaImage, VTK, ITKSNAP	DICOM, Analyze, NIFTI, NRRD, MetaImage, RAW, GIPL, STL, VTK, PLY, OBJ, JPEG, GIFF, TIFF, PNG, BMP, BioRad, Brains2, MRC, LSM, MGH, MRML
Výstupní formáty	STL, 3DS, VRML, DXF, IGES, OBJ, PLY, XYZ, SUF	STL (ASCII), BYU, VTK, PNG, TIFF, JPEG	STL, VTK, PLY, Analyze, NIFTI, NRRD, MetaImage, RAW, GIPL, JPEG, GIFF, TIFF, PNG, BMP, MRML, BioRad, Brains2, MRC, LSM,
Možnost úpravy 3D modelu	ANO	NE	ANO

Obrázek 3.7: Tabulka č.1 – Porovnání segmentačního softwaru

## 3.2 Tvorba modelu pro 3D tisk

Testovací data od doc. Ing. Lukáše Čapka, Ph.D. byla poskytnuta ve formátu DICOM. Tato data se využila pro tvorbu modelu ve všech třech vybraných nástrojích. Zrekonstruované modely nebyly nijak upravovány a byly rovnou exportovány do formátu STL. Dále bylo provedeno testování chybovosti výstupních modelů pomocí softwaru Meshmixer [45]. Ze tří analyzovaných modelů byl pouze model vytvořený v nástroji 3D-Doctor bez chyby. Model vytvořený ITK-SNAPem byl obklopen malými fragmenty, které nebylo možné v nástroji odstranit a obsahoval několik tzv. *nonmanifoldních hran*, což jsou geometrie s nulovou tloušťkou. Poslední model vytvořený v softwaru 3D Slicer obsahoval několik málo nespojených hran. Detekované chyby byly automaticky opraveny. Opravené modely byly poté zaslány do Laboratoře prototypových technologií a procesů Technické univerzity v Liberci pro konstrukci pomocí 3D tisku. S pracovníky laboratoře byly diskutovány možné problémy při 3D tisku a doporučeny technologie 3D tisku, které by byly vhodné pro tento typ objektů. Vytisknutý model je na obrázku 3.8.



Obrázek 3.8: Fotografie modelu konstruovaného pomocí 3D tisku

## 4 Závěr

Tato bakalářská práce se zabývala vytvářením 3D modelů z CT snímků a jejich využitelností CAD technologiemi se zaměřením na chirurgickou navigaci.

Prvním cílem práce bylo seznámit se s problematikou segmentace CT snímků měkkých tkání. V práci byly popsány metody segmentace CT snímků obecně, jelikož se CT snímky měkkých tkání v souvislosti s chirurgickou navigací prakticky vůbec nepoužívají. Chirurgická navigace má smysl jen pro tvrdé tkáně, které nemění svůj tvar. Jedinou výjimkou jsou operace mozku, zde se ale využívají snímky MR, které mají pro měkké tkáně lepší kontrast. Snímky CT se v tomto případě dají použít jen při aplikaci kontrastní látky.

Dalšími cíli bylo vytvořit 3D model z CT snímků a popsat využívané metody chirurgické navigace. Tyto cíle byly splněny. Posledním cílem bylo otestovat vybranou metodu chirurgické navigace. Tento cíl byl vzhledem ke složitosti a komplexnosti problematiky po dohodě s vedoucím práce omezen pouze na přípravu dat pro CAD systémy. Byly tedy vybrány tři segmentační nástroje, které byly detailně popsány a následně porovnány. Výsledky srovnání jsou uspořádány do přehledné tabulky, která může sloužit jako užitečná pomoc při výběru segmentačního nástroje pro konkrétní aplikaci ať už týmem doc. Čapka, který se zabývá výrobou implantátů na míru, nebo jiným odborníkům v oboru CAD technologií.

Třebaže se nepovedlo aplikovat získané znalosti v navigaci, rád bych se této problematice dále věnoval a popř. na ní navázal v další práci.

## Literatura

- [1] BENEŠ, Jiří, Daniel JIRÁK a František VÍTEK. *Základy lékařské fyziky*. 4. vydání. V Praze: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum, 2015. ISBN 978-80-246-2645-1.
- [2] ROSINA, Jozef. *Biofyzika: pro zdravotnické a biomedicínské obory*. Praha: Grada, 2013. ISBN 978-80-247-4237-3.
- [3] FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA, Jan BAXA a Alexander MALÁN. *Základy zobrazovacích metod*. Praha: Galén, 2015. ISBN 978-80-7492-164-3.
- [4] HEŘMAN, Miroslav. *Základy radiologie*. V Olomouci: Univerzita Palackého, 2014. ISBN 978-80-244-2901-4.
- [5] FIALA, Petr. *Modelování procesu projekčního a projekčně-rekonstrukčního rtg zobrazení*. Brno, 2010. Diplomová práce. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce Aleš Drastich.
- [6] GARGULÁK, Dušan. *Rekonstrukce obrazů z projekcí*. Brno, 2011. Bakalářská práce. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce Radovan Jiřík.
- [7] ŽIŽKA, Jan. *Iterativní rekonstrukce CT obrazu – revoluční krok ve vývoji výpočetní tomografie? Česká radiologie*. Praha: Galén, 2011, 65(3), 169–176.
- [8] LAROBINA, Michele a Loredana MURINO. Medical Image File Formats. *Journal of Digital Imaging*. 2014, 27(2), 200–206. DOI: 10.1007/s10278-013-9657-9. ISSN 0897-1889. Dostupné z:  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3948928/>.



- [9] HLAVÁČ, Václav, Miloš SEDLÁČEK. *Zpracování signálů a obrazů*, skriptum FEL ČVUT, Vydavatelství ČVUT, 2000.
- [10] ŠTÍPEK, Ondřej. *Tvorba modelů kostí zpracováním obrazových dat CT a MR*. Liberec, 2008. Diplomová práce. Fakulta mechatroniky a mezioborových inženýrských studií, Technická univerzita v Liberci. Vedoucí práce Lukáš Matela.
- [11] CAMPR Pavel. *Získávání 3D modelů lidských tkání z obrazových dat CT* [online]. Plzeň, 2005 [cit. 2016-10-11]. Dostupné z: [http://pavel.campr.cz/user\\_files/files/diplomova-prace-pavel-campr-2005.pdf](http://pavel.campr.cz/user_files/files/diplomova-prace-pavel-campr-2005.pdf). Diplomová práce. Fakulta aplikovaných věd Západočeské univerzity v Plzni. Vedoucí práce Miloš Železný.
- [12] WALEK, Petr, Martin LAMOŠ a Jiří JAN. *Analýza biomedicínských obrazů: Počítačová cvičení*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, 2013. ISBN 978-80-214-4792-9.
- [13] ŠPANĚL, Michal, Vítězslav BERAN. *Obrazové segmentační techniky*, skriptum VUT Brno, 2005, [cit. 2011-01-10]. Dostupné z: <http://www.fit.vutbr.cz/~spanel/segmentace/>.
- [14] KRUMPHOLC, Lukáš. *Metody segmentace biomedicínských obrazových signálů*. Brno, 2009. Diplomová práce. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce Jiří Přinosil.
- [15] MAŠKA, Martin. *Segmentace obrazu pomocí rychlých aproximací implicitních aktivních povrchů*. Brno, 2006. Diplomová práce. Fakulta informatiky, Masarykova univerzita v Brně. Vedoucí práce Jan Hubený.
- [16] KRŠEK, Přemysl, Petr KRUPA. *Problematika 3D modelování tkání z medicínských obrazových dat*. Neurologie pro praxi [online]. 2005, 6(3), 149–153 [cit. 2017-01-07]. ISSN 1803-5280. Dostupné z: <http://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2005/03/05.pdf>

- [17] KRŠEK, Přemysl. *Přímá tvorba FEM modelů na základě CT/MR dat pro aplikace v biomechanice*. Brno, 2000. Disertační práce. Vysoké učení technické v Brně. Školitel doc. Ing. Josef Šupák, CSc.
- [18] ŽÁRA, Jiří, Bedřich BENEŠ, Jiří SOCHOR a Petr FELKEL. *Moderní počítačová grafika*. 2. vyd. Praha: Computer Press, 2005. ISBN 80-251-0454-0.
- [19] MATOUŠEK, Ivo. *Počítačová grafika a CAD: základy geometrického modelování I*. Liberec: Technická univerzita, 2015. ISBN 978-80-7494-251-8.
- [20] MEZGER, Uli, Claudia JENDREWSKI a Michael BARTELS. *Navigation in surgery*. *Langenbeck's Archives of Surgery*. 2013, 398(4), 501–514. DOI: 10.1007/s00423-013-1059-4. ISSN 1435-2443. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3627858/#!po=27.5000>
- [21] MADEJA, Roman. *Počítačová navigace v traumatologii*. Brno, 2014. Disertační práce. Masarykova univerzita, Lékařská fakulta. Vedoucí práce Ladislav Plánka.
- [22] KŘIVOHLÁVEK, Martin, Vojtěch HERRMAN, Stanislav TALLER, Jaroslav ŠRÁM a Richard Lukáš. *Využití počítačové navigace při osteosyntéze zlomenin pánve – od 2D k 3D*. Presented at XIII. Ostravské traumatologické dny. 2016 Oct 6, Rožnov pod Radhoštěm.
- [23] GOMES, Paula. *Medical robotics: minimally invasive surgery*. Philadelphia: Woodhead Publishing Limited, 2012. ISBN 978-0-85709-130-7.
- [24] TROCCAZ, Jocelyne. *Medical robotics*. Hoboken, N.J.: John Wiley and Sons, 2012. ISBN 978-1-84821-334-0.
- [25] WELCH, G. a E. FOXLIN. *Motion tracking: no silver bullet, but a respectable arsenal*. *IEEE Computer Graphics and Applications*. 2002, 22(6), 24–38. DOI: 10.1109/MCG.2002.1046626. ISSN 0272-1716. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/1046626/>
- [26] FRANZ, Alfred M., Tamas HAIDEGGER, Wolfgang BIRKFELLNER, Kevin CLEARY, Terry M. PETERS a Lena MAIER-HEIN. *Electromagnetic Tracking in*

- Medicine—A Review of Technology, Validation, and Applications*. IEEE Transactions on Medical Imaging. 2013, 33(8), 1702–1725. DOI: 10.1109/TMI.2014.2321777. ISSN 0278-0062. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6810177/>
- [27] ROSEN, Jacob, Blake HANNAFORD. *Surgical robotics: systems applications and visions*. New York: Springer, 2011. ISBN 978-1-4419-1126-1.
- [28] *ME 328: Medical Robotics* [online]. Stanford, CA, USA: Stanford University: Mechanical Engineering, 2016 [cit. 2016-10-11]. Dostupné z: <http://web.stanford.edu/class/me328/>
- [29] *COMP-329: Introduction to Computer-Integrated Surgery* [online]. Kingston, ON, Canada: Queen's University: School of computing, 2014 [cit. 2016-10-20]. Dostupné z: <http://research.cs.queensu.ca/home/comp329/Lectures/Tracking/Tracking.pdf>
- [30] VO-DINH, Tuan. *Biomedical photonics handbook: Therapeutics and Advanced Biophotonics*. 2nd ed. Boca Raton: CRC Press, 2014. ISBN 978-1-4200-8516-7.
- [31] PETERS, Terry, Kevin CLEARLY a EDITORS. *Image-guided interventions: technology and applications*. New York: Springer, 2008. ISBN 978-038-7738-567.
- [32] KRŠKA, Zdeněk. *Techniky a technologie v chirurgických oborech: vybrané kapitoly*. Praha: Grada, 2011. ISBN 978-80-247-3815-4.
- [33] GOSHTASBY, Ardeshir. *2-D and 3-D image registration for medical, remote sensing, and industrial applications*. Hoboken, N.J.: John Wiley and Sons, 2005. ISBN 0-471-64954-6.
- [34] MALÁ, Barbora. *Deformační modely v algoritmech pro prostorovou normalizaci MR obrazů mozku*. Brno, 2011. Bakalářská práce. Přírodovědecká fakulta Masarykovy univerzity v Brně. Vedoucí práce Ing. Daniel Schwarz, Ph.D.
- [35] *Karl Storz Navigation Panel Unit* [online]. Malvern, PA, USA: Outpatient surgery magazine: Did you see this, 2014 [cit. 2017-01-13]. Dostupné z:

<https://www.outpatientsurgery.net/did-you-see-this/2014/10/karl-storz-navigation-panel-unit>

- [36] *Polaris Accesories* [online]. Waterloo, ON, Canada: Northern Digital: Medical, c2017 [cit. 2017-01-13]. Dostupné z: <http://www.ndigital.com/medical/products/accessories/>
- [37] *Aurora Tools and Sensors, and Accessories* [online]. Waterloo, ON, Canada: Northern Digital: Medical, c2017 [cit. 2017-01-13]. Dostupné z: <http://www.ndigital.com/medical/products/tools-and-sensors/>
- [38] *3D Optical Tracking Aids Surgical Navigation* [online]. Richmond, BC, Canada: FLIR Cameras: Machine vision, c2017 [cit. 2017-01-13]. Dostupné z: <https://eu.ptgrey.com/case-study/id/11025>
- [39] *Cyberknife* [online]. Praha: MojeMedicina.cz: Léčebné metody, c2017 [cit. 2017-04-08]. Dostupné z: [https://www.mojemedicina.cz/cs\\_cz/pruvodce-pacienta/lecebne-metody/cyberknife-1.html](https://www.mojemedicina.cz/cs_cz/pruvodce-pacienta/lecebne-metody/cyberknife-1.html)
- [40] *3D-Doctor* [online]. Lexington, MA, USA: Able Software, c1994-2017 [cit. 2017-04-02]. Dostupné z: <http://www.ablesw.com/3d-doctor/download.html>
- [41] *ITK-SNAP Version 3.x Downloads* [online]. ITK-SNAP, c2017 [cit. 2017-04-02]. Dostupné z: <http://www.itksnap.org/pmwiki/pmwiki.php?n=Downloads.SNAP3>
- [42] *Kitware, Inc. – Open-source Platforms, Advanced Research Solutions* [online]. Kitware, Inc., c2017 [cit. 2017-04-02]. Dostupné z: <https://www.kitware.com/>
- [43] YUSHKEVICH, Paul A., Joseph PIVEN, Heather Cody HAZLETT, Rachel Gimpel SMITH, Sean HO, James C. GEE, and Guido GERIG. *User-guided 3D active contour segmentation of anatomical structures: Significantly improved efficiency and reliability*. Neuroimage. 2006 Jul 1; 31(3):1116-28.

[44] *Slicer4 Download* [online]. 3D Slicer, c2017 [cit. 2017-04-02]. Dostupné z:  
<http://download.slicer.org/>

[45] *Meshmixer* [online]. Meshmixer, c2017 [cit. 2017-04-10]. Dostupné z:  
<http://www.meshmixer.com/download.html>

# A Seznam příloh

## A.1 Přiložené CD

- text bakalářské práce
  - bakalářská\_práce\_2017\_Tomáš\_Souček.pdf
  - bakalářská\_práce\_2017\_Tomáš\_Souček.tex
  - kopie\_zadání\_bakalářská\_práce\_2017\_Tomáš\_Souček.pdf
- fotografie vytisknutého 3D modelu
  - foto1.jpg
  - foto2.jpg
  - foto3.jpg
  - foto4.jpg
  - foto5.jpg
  - foto6.jpg
  - foto7.jpg
  - foto8.jpg
- použité obrázky
  - cad\_cam.png
  - electromagnetic\_system.jpg
  - elmg\_sensors.jpg

- markers.jpg
- mechanical\_linkage.jpg
- optical.jpg
- rotujici\_maska.png
- screen\_3DD1.jpg
- screen\_3DD2.jpg
- screen\_3DSL1.jpg
- screen\_3DSL1.jpg
- screen\_ITK1.jpg
- screen\_ITK2.jpg
- tabulka.pdf
- workflow.png