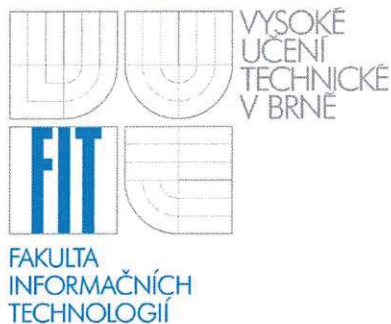


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
FAKULTA INFORMAČNÍCH TECHNOLOGIÍ



HABILITAČNÍ PRÁCE

3D geometrické modelování v medicíně a jeho klinické aplikace

Autor: Ing. Přemysl Kršek, Ph.D.

2007

Anotace

Práce se zabývá problematikou tvorby 3D geometrických modelů lidských tkání na základě medicínských obrazových dat z Počítačové tomografie a Magnetické rezonance. Důraz je při tom kladen na aplikaci vytvořených modelů zpět v klinické praxi pro zkvalitnění ošetření konkrétních pacientů. To odpovídá současnému světovému trendu v medicíně, který se orientuje na individuální ošetření pacientů (Tailor surgery).

V práci jsou popsány vlastnosti zpracovávaných CT/MR dat. Je zde rozebrán kompletní postup tvorby 3D modelů tkání, který se skládá ze: segmentace tkání, vektorizace modelů tkání, vyhlazení a decimace vektorových modelů. Součástí je také problematika Virtuální síťové kolaborativní prostředí pro konzultace, korekce a verifikace 3D modelů tkání.

Dále je uvedena skupina aplikací vytvořených modelů v klinické praxi lékařských oborů: plastická a estetická chirurgie, stomatologie, ortopedie a neurochirurgie. Dosud bylo u nás s podporou popisovaných technik realizováno přes 30 operací konkrétních reálných pacientů.

Poděkování

Děkuji touto cestou všem pedagogům a odborníkům, kteří mi byli nápomocni svými radami a připomínkami při řešení popisované problematiky a zpracování této práce.

Za mnohé povzbuzení a iniciativu patří speciální díky:

Doc. MUDr. Petru Krupovi, CSc.
přednostovi Kliniky zobrazovacích metod
Fakultní nemocnice u sv. Anny v Brně

V Brně, listopad 2007

Přemysl Kršek

Obsah

1	Úvod	9
2	Rozbor problematiky	11
2.1	Vstupní obrazová data	12
2.2	Přesnost CT/MR dat	15
2.2.1	Požadovaná přesnost klinických aplikací	16
3	3D geometrické modelování tkání	17
3.1	Segmentace tkání	18
3.1.1	Rastrová segmentace	20
3.1.2	Vektorová segmentace	23
3.2	Vektorizace rastrových modelů	27
3.3	Vyhlazení modelů	31
3.4	Redukce modelů	35
3.5	Materializace modelů	40
4	Virtuální síťové kolaborativní prostředí	44
4.1	Architektura Peer-to-Peer	46
4.2	Architektura Klient-Server	46
4.2.1	Koncepce centrálního serveru	47
4.2.2	VCE server	48
4.2.3	VCE klient	49
4.2.4	Implementace Klient-Server	49
4.3	Testování	50
4.4	Výsledky	50
4.4.1	Architektura Peer-to-Peer	50
4.4.2	Architektura Klient-Server	51
4.5	Závěry	51
5	Klinické aplikace	53
5.1	Stomatologie	53

5.2	Plastická a estetická chirurgie	55
5.3	Ortopedie	63
5.4	Neurochirurgie	67
5.5	FEM a CFD simulace	68
6	Závěr	74
6.1	Shrnutí dosažených výsledků	74
6.2	Přínos dosažených výsledků pro praxi	75
6.3	Perspektiva dalšího vývoje	76
	Literatura	77

Seznam obrázků

2.1	Ukázky CT/MR zařízení	12
2.2	Schéma struktury nasnímaného objemu obrazových CT/MR dat	13
2.3	Schéma souvislosti nasnímaných vrstev CT dat	13
2.4	Voxel model mozkové tepny s výdutí	13
3.1	Segmentace axiálního CT MR snímku oblasti pánve	17
3.2	Příklady artefaktů CT dat	18
3.3	Volume rendering CT dat hlavy	19
3.4	Schéma základních přístupů segmentace rastrových objemových dat	19
3.5	Problematika segmentace tkání, příklad segmentace zubů	22
3.6	Schéma principu 2D vektorové segmentace	24
3.7	Množina vybraných bodů pro sestavení tetrahedrální sítě	24
3.8	Optimalizace tetrahedrální sítě izotropním dělením	24
3.9	Kontrolní objem a klasifikovaná síť	26
3.10	3D modely tkání získané automaticky vektorovou segmentací	26
3.11	Marching Cubes, 15 základních kombinací obsazení vrcholů	28
3.12	Tvorba 3D vektorového popisu geometrie tkání opláštěním kontur	29
3.13	Detail povrchu modelu vytvořeného metodou Marching Cubes	30
3.14	Schéma postupu metody Flow Reduction Marching Cubes	30
3.15	Diagram srovnání Flow Reduction a tradiční metody Marching Cubes v kontextu navazujících kroků, vyhlazení a decimace	30
3.16	Vyhlazení 3D geometrického modelu hlavice stehenní kosti	32
3.17	Míra vyhlazení 3D geometrického modelu hlavice stehenní kosti	33
3.18	Schéma funkce signální filtrace polygonálních modelů	33
3.19	Přenosová funkce signální filtrace polygonálních modelů	34
3.20	Decimace 3D geometrického modelu hlavice stehenní kosti	35
3.21	Schéma eliminace hrany (edge collapsing)	36
3.22	Redukovaný model lebky	39
3.23	Redukovaný model pánevní kosti a hlavice stehenní kosti	39
3.24	Schéma dvou základních principů rychlé výroby prototypů	40

3.25	5D frézka používaná pro výrobu reálných modelů tkání	43
3.26	3D tiskárna používaná pro výrobu reálných modelů tkání, ZCorporation ZPrinter Z310	43
4.1	Schéma 3D laboratoře síťově integrované do VCE	45
4.2	Schéma kolaborativního prostředí architektury Klient-Server	47
4.3	Uživatelské rozhraní systému MediViewVCE	50
5.1	Virtuální modely zubu	54
5.2	Fotografie z průběhu autotransplantační operace	54
5.3	Komplexní 3D geometrický model traumatické horní čelisti včetně zubů	56
5.4	Fotografie stavu traumatického pacienta	56
5.5	Model horní čelisti pro plánování aplikace implantátů	57
5.6	3D geometrický model rozštěpové horní čelisti	57
5.7	3D geometrický model obličeje pro plánování plastické operace	59
5.8	Fotografie tváře v průběhu plastické operace	60
5.9	Virtuální 3D geometrický model deformované lebky a korekčního implantátu pro plánování rekonstrukční operace	61
5.10	Reálný model deformované lebky a korekčního implantátu pro simulaci a plánování rekonstrukční operace	62
5.11	Model pánevní kosti pro plánování totální náhrady kyčelního kloubu .	64
5.12	Model pánevní kosti pro plánování totální náhrady kyčelního kloubu .	65
5.13	Fotografie komplexního reálného modelu celé onkologické pánve . . .	66
5.14	3D geometrický model lebky s otvorem a vymodelovanou záplatou . .	69
5.15	Test tvarování plastových výplní lebečních otvorů s pomocí šablony vyrobené podle 3D geometrického modelu lebky	70
5.16	Šablona pro tvarování plastových výplní lebečních otvorů, vyrobená podle 3D geometrického modelu lebky	70
5.17	Forma reálně použitá pro tvarování (vylisování) výplně lebečního otvoru	70
5.18	3D geometrický model lidského dýchacího traktu pro CFD simulace .	72
5.19	Komplexně strukturovaný 3D geometrický model lidského zubu pro FEM simulace	73

Seznam použitých zkratek

- 2D – dvojrozměrný, rovinný
- 3D – trojrozměrný, prostorový
- B-rep – boundary representation, hraniční geometrie
- CAD – computer aided design, počítačem podporované navrhování
- CSG – constructive solid geometry, konstruktivní geometrie
- CT – computer tomography, počítačová tomografie
- DICOM – digital image communication of medicine, digitální obrazový a komunikační standart pro medicínu
- DWG – datový grafický formát programu AutoCad
- FEM – finite element method, metoda konečných prvků
- GUI – graphics user interface, grafické uživatelské rozhraní
- HU – Hounsfield unit, jednotka rentgenové tvrdosti, Hounsfieldova stupnice, vzduch -1000 HU, voda 0 HU
- MR – magnetic resonance, magnetická rezonance
- MC – Marching Cubes, pochodující krychle
- FOV – Field of view, válcová oblast snímání CT dat
- FRMC – Flow Reduction Marching Cubes, průběžně redukované MC
- NURBS – non uniform rational B spline, neuniformní racionální B spline křivky
- PACS – Picture Archiving and Communication System, počítačový systém pro archivaci a sdílení obrazových medicínských dat
- VCE – virtual collaborative environment, virtuální kolaborativní prostředí
- VRML – virtual reality modeling language, jazyk pro modelování objektů ve virtuální realitě

Kapitola 1

Úvod

Jedním z výrazných trendů současné medicíny je: "Individuální ošetření pacienta". Nikdo totiž nejsme stejní, i když jsme si celkově podobní. Lišíme se jak na genetické úrovni, tak v tělesných rozměrech, proporcích a mnoha drobných detailech. Proto je důležité, především v závažných případech komplikovaných úrazů a onemocnění, postupovat individuálně podle situace a potřeb konkrétního jednotlivého pacienta. Ve světě se v této souvislosti můžeme setkávat s pojmy jako je: "Taylor surgery". Jedním z klíčů k dosažení tohoto cíle, na makroskopické tělesné úrovni, jsou klinické aplikace 3D geometrického modelování lidských tkání pro kvalitnější a přesnější plánování, simulace, navigace a trénink operačních zásahů.

Pro efektivní 3D geometrické modelování lidských tkání živých pacientů je nezbytné mít k dispozici dostatečně přesná a kontrastní data popisující vnitřní struktury v těle pacienta. Vhodným zdrojem těchto dat pro tvorbu 3D geometrických modelů tkání jsou diagnostické zobrazovací metody, jako je Počítačová tomografie (CT) a Magnetická rezonance (MR). Tyto metody dokáží neinvazivně, rychle a relativně přesně získat obrazovou prostorovou informaci o geometrii a vnitřní struktuře živých tkání v těle pacienta. Dnes jsou to relativně běžně dostupné diagnostické metody. Jejich hlavní výhodou pro oblast 3D geometrického modelování je relativně vysoká přesnost snímání, která se pohybuje na úrovni 0.5 – 1 mm, a dobrý kontrast zobrazených tkání (v závislosti na metodě snímání).

Moderní CT/MR přístroje umožňují získávat nejen standardní rovinné (2D) snímky (řezy tělem pacienta), ale celé série prostorově (3D) navazujících rovinných snímků. Dostáváme tak kompletní 3D diskrétní informaci o situaci, struktuře a určitých vlastnostech (podle příslušné metody snímání) tkání v nasnímaném úseku těla pacienta. To je velmi důležité právě pro tvorbu 3D geometrických modelů tkání. Praktické klinické využití těchto modelů je při: plánování chirurgických a rekonstrukčních operací, simulaci jejich průběhu, navigaci a zaměřování nástrojů, realistickém tréninku lékařů na simulátorech atd. Lékařské obory, kde je možné uplatnit

3D modely tkání jsou např.: plastická chirurgie, stomatologie, ortopedie, traumatologie, onkologie, radiologie, neurochirurgie atd.

Zásadní význam mají detailní 3D modely tkání také pro interdisciplinární technicko-materiálově-medicínský výzkum simulace chování a vlastností lidského těla jako technicko-biologického systému. Příkladem může být: FEM (metoda konečných prvků) simulace kloubů (kyčle, kolena atd.), FEM simulace interakce a zatížení dentálního systému, CFD (Computation fluid dynamic) simulace proudění vzduchu v plicích nebo krve v tepnách atd. Výsledky získané při těchto simulacích pak mají zásadní význam pro navazující výzkum a vývoj např.: nových druhů implantátů, nových optimálních materiálů použitelných v medicíně, nových operačních postupů a technik atd.

Tato práce se komplexně zabývá právě problematikou tvorby 3D geometrických modelů lidských tkání na základě CT/MR dat. Důraz je při tom kladen na možnosti celkové automatizace procesu tvorby 3D modelů tkání a na praktické aplikace získaných výsledků do klinické praxe. Snahou je dosáhnout maximální možné podpory individuálního ošetření pacientů v naší medicínské praxi a tím celkového zvýšení úrovně a kvality jejich ošetření. Další oblastí využití je 3D geometrické modelování tkání pro FEM a CFD simulace částí lidského těla.

Přes veškeré technické a technologické pokroky a vývoj má stále lékař zásadní vliv na výsledek veškerých prováděných operací a zákroků. Nejruznější technické prostředky, včetně 3D geometrického modelování tkání, budou tak vždy pouze nástrojem a pomůckou v ruce lékaře, byť stále dokonalejším a přesnějším. Lidské tělo se totiž nechová deterministicky, jako je tomu do jisté míry u technických systémů a materiálů. Chování, vlastnosti a stav lidského těla je ovlivňován mnoha fyziologickými i fyzickými faktory, které se mění před, v průběhu i po prováděné operaci nebo zákroku. Tyto vlivy není zatím schopen postihnou žádný technický prostředek a je zde tak velký prostor pro lidskou inteligenci, zkušenost, odhad a improvizaci.

Kapitola 2

Rozbor problematiky

Tématem této práce je problematika "3D geometrické modelování v medicíně a jeho klinické aplikace". Rozebereme-li si podrobněji její název, dostáváme:

- 3D

Žijeme ve trojrozměrném světě. Naše těla a jejich tkáně trojrozměrné. Většina našich interakcí s tímto světem je trojrozměrná. Proto by podpora klinických aplikací měla být také na 3D úrovni. Tak maximálně využijeme všechny dostupné informace, práce s 3D daty a aplikace výsledků bude maximálně přirozená.

- Geometrické modelování

Hmota lidského těla má mnoho různých vlastností (hmotnost, hustota, pevnost, pružnost, tvar, struktura atd.). Můžeme modelovat mnoha různými způsoby (výpočetně, analogicky, matematicky, geometricky, atd.) podle toho, co je předmětem příslušné aplikace.

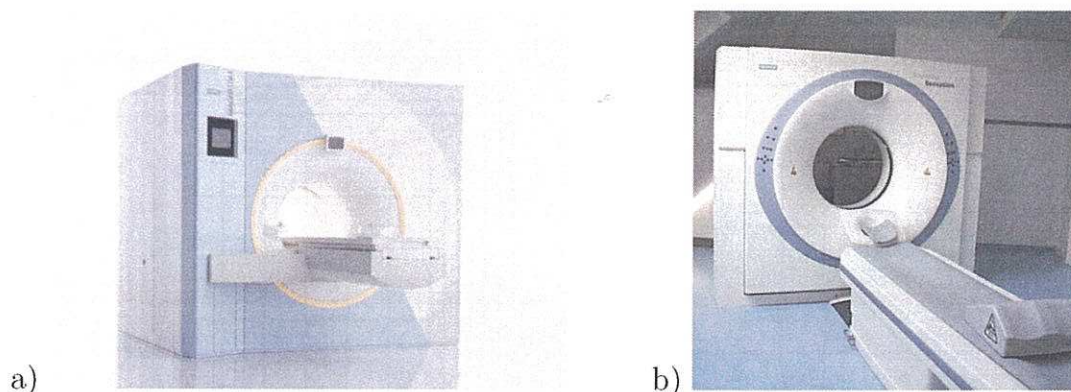
V tomto případě se omezíme na matematický popis tvaru (geometrický model) tkání. Vzhledem k velmi složité mikroskopické i makroskopické struktuře tkání se dále zaměříme pouze na geometrii jejich povrchu (makroskopicky). Tato omezení jsou plně v souladu s oblastí uvažovaných aplikací.

- Medicína

Popisovaná problematika "3D geometrického modelování" je obecně použitelná pro mnoho technických a vědeckých oborů (fyzika, geologie, chemie, biologie, technika atd.). Tato práce je však specificky zaměřena na oblast klinické humánní medicíny.

- Klinické aplikace

Ambicí je přivést dosažené výsledky na práh praktického klinického nasazení.



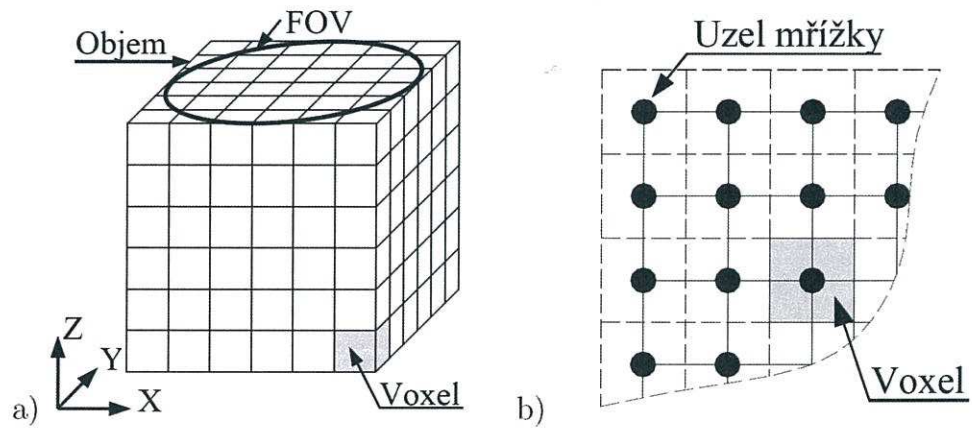
Obrázek 2.1: Ukázky CT/MR zařízení: a) MR zařízení Siemens Symphony, b) CT zařízení Siemens Sensation.

2.1 Vstupní obrazová data

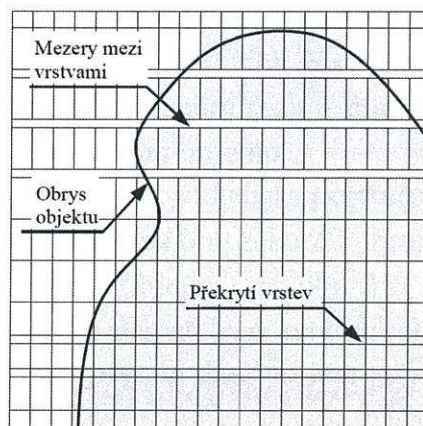
Vstupem pro 3D geometrické modelování lidských tkání musí být 3D data o rozměrech a vnitřních strukturách tkání v těle pacienta. Zdrojem takovýchto dat o tkáních živých pacientů mohou být lékařské diagnostické zobrazovací metody. Teoreticky máme k dispozici některou z následujících metod: Počítačová tomografie (CT), Magnetická rezonance (MR), Ultrazvuková sonografie (US, 2D, 3D, 4D), Angiografie (AG), atd. Prakticky jsou však pro potřeby 3D geometrického modelování použitelná pouze CT/MR data. Důvody jsou následující:

- Zobrazují celou škálu tkání v těle (měkké i tvrdé). Na rozdíl od např. angiografie, která se soustředí na tepny
- Zobrazují kompletní řez tělem pacienta, včetně vnitřních struktur všech tkání (v závislosti na rozlišení). Na rozdíl od např. Ultrazvuku, který zobrazuje odrazy povrchu tkání pouze z jedné strany.
- Mají dostatečnou přesnost snímané geometrie (válec nebo hranol). Nasnímaný objem není zborcený, jednotlivé řezy jsou rovinné a mají přesnou 3D polohu. U MR je však potřeba ověřit homogenitu magnetického pole.
- Mají dostatečné rozlišení, $\sim 0.5 - 1$ mm.

CT/MR metody využívají pro vyšetření pacienta rentgenového záření (CT) nebo jevu jaderné magnetické rezonance (MR). Příslušná zařízení jsou ovládána výkonným počítačem, který provádí zpracování dat získaných při vlastním vyšetření (viz. obr. 2.1). Výsledkem jsou digitální počítačová data, která diskrétně popisují 3D rozložení fyzikálních hodnot (rentgenová hustota – CT, hustota protonových vodíkových jader – MR) v nasnímaném objemu [10].



Obrázek 2.2: Schéma struktury nasnímaného objemu obrazových CT/MR dat: a) diskrétní hranol v kartézském souřadnicovém systému, b) dualita vnímání CT/MR dat, jako mřížka nebo jako voxel model.



Obrázek 2.3: Schéma souvislosti nasnímaných vrstev CT dat.



Obrázek 2.4: Voxel model mozkové tepny s výduť.

Nasnímaný objem, který má většinou tvar hranolu, je vyjádřen v kartézském souřadnicovém systému. Má dány své reálné rozměry, prostorovou (3D) pozici a orientaci (viz. obr. 2.2a). Je možné se na něj dívat dvěma způsoby (viz. obr. 2.2b):

- Jako na 3D ortogonální mřížku, jejíž hodnoty v uzlech určují průměrnou fyzikální hodnotu v jejich okolí.
- Jako na množinu mikroobjemů ve tvaru malých hranolků.

Oba tyto způsoby pohledu se vzájemně prolínají. Uzly mřížky jsou ve středech (těžištích) mikroobjemů. Hodnoty uzlů mřížky a hodnoty mikroobjemů si vzájemně odpovídají. Rozměry mikroobjemů a tím i odpovídající 3D pozice uzlů mřížky jsou dány 3D pozicí celkového hranolu, jeho rozměry a počty uzlů mřížky ve směrech os souřadnicového systému. Hodnoty uzlů mřížky jsou uloženy většinou ve formě rovinných (2D) matic, tedy po vrstvách, řezech.

Data, která je možné získat z CT/MR zařízení, jsou tedy sérií 2D řezů vedených hranolem nasnímaného objemu. Jednotlivé řezy na sebe mohou navazovat, překrývat se nebo mít mezi sebou mezery (viz. obr. 2.3). Každý řez série má svoji 3D pozici, tloušťku, počet prvků matice, 2D rozměry řezu a matici hodnot uzlů řezu. Tím je diskrétně popsán hranol nasnímaného objemu.

Na takto popsaná data se můžeme, z hlediska počítačové grafiky, dívat jako na 3D rastrová data. Jednotlivé řezy můžeme brát jako 2D obrazy (viz. obr. 3.1a) a celkovou sérii řezů jako voxel model daného objemu (viz. obr. 2.4). Diskrétní mikroobjemy, ve tvaru malých hranolků, můžeme chápat jako konečné objemové jednotky (voxely), kterými je (diskrétně, rastrově) popsán daný objem [47].

CT/MR zařízení pracují na digitálním principu. Výstupem jsou tedy prioritně digitální obrazová data, která jsou dále počítačově čitelná a zpracovatelná. Pro práci s těmito daty existuje mezinárodní standard DICOM 3.0 (Digital Image Communication Of Medicine). Jde nejen o datový obrazový formát, ale i o komunikační protokol. Tento standard je naštěstí v současné době podporován prakticky všemi výrobci moderní diagnostické zobrazovací techniky.

Většina nemocnic, ve světě i u nás, přechází na "bezfilmový provoz", kdy jsou všechna vyprodukovaná obrazová data dlouhodobě archivována v digitální podobě v systémech PACS (Picture Archiving and Communication System). Klasické radiologické snímky na filmech je při tom stále možné kdykoli vytisknout. Dělá se to však již pouze výjimečně. Při převozu nebo předání pacienta do jiné nemocnice jsou jeho obrazová data převedena opět elektronicky mezi nemocnicemi.

Proto již není v současné době větší problém získat kdykoli požadovaná CT/MR data v kvalitní digitální podobě.

2.2 Přesnost CT/MR dat

Pro 3D geometrické modelování je přesnost velmi důležitá, zvláště v oblasti medicíny. Nic však není absolutně přesné, vždy pracujeme s nějakou chybou. Zároveň je (naštěstí) vždy nějaká přípustná míra chyby. Pro každou geometrickou aplikaci je tedy možné stanovit minimální požadovanou přesnost.

CT/MR data jsou diskrétní. Proto je jejich přesnost dána především velikostí jejich diskrétních elementů (voxelů). Rozměry voxelů jsou většinou anizotropní (různé v různých měrech, podle os souřadného systému), proto je anizotropní také přesnost CT/MR dat a z nich provedených rekonstrukcí.

U MR vyplývají rozměry voxelů přímo z nastavení vyšetření uvnitř snímaného hranolu daných rozměrů a rozlišení. Typický rozměr voxelů pro MR bývá v rozsahu $\sim 1 - 2$ mm, podle síly magnetického pole a délky vyšetření.

U CT jsou rozměry voxelů definovány průměrem snímané oblasti (FOV – field of view), rozměrem matice řezu (v rovině XY) a tloušťkou řezu (v ose Z) (viz. obr. 2.2a). Typický rozměr matice je 512×512 . Při středním FOV (pro hlavu) s průměrem ~ 160 mm dostáváme rozměr pixelu v rovině XY ~ 0.3 mm. Standardní tloušťka řezu je u moderních CT $\sim 0.5 - 1$ mm. Pro přesnost CT vyšetření je tedy většinou rozhodující tloušťka řezů.

Teoretická přesnost CT/MR je tak dána rozměrem voxelu v daném směru (anizotropně). Minimální celková přesnost je pak dána maximálním rozměrem voxelu, což je u CT většinou tloušťka řezu [38]. Rozměry rekonstruovaných objektů tak leží bezpečně v toleranci hodnoty maximálního rozměru voxelu.

Pro minimální teoretickou velikost rekonstruovaných detailů z CT/MR dat při tom platí stejná pravidla, jako při digitalizaci signálů. Především jde o "Shannonův vzorkovací teorém", podle kterého musí být vzorkovací frekvence alespoň dvakrát větší než maximální frekvence původního signálu [46].

Budeme-li tedy mít k dispozici např. CT data, u kterých bude maximální rozměr voxelu 1 mm (tloušťka vrstvy), bude minimální teoretická velikost rekonstruovatelných detailů rovna dvojnásobku, tedy od 2 mm. Minimální teoretická přesnost rekonstruované geometrie je pak v toleranci maximálního rozměru voxelu, tedy 1 mm [38].

Při praktických aplikacích je přesnost reálných CT/MR dat a z nich vytvořených 3D geometrických modelů ještě poněkud horší než teoretický minimum. Důvodem je přidávání se další faktorů, jako je: šum, artefakty a kontrast CT/MR dat, čímž je zhoršená kvalita segmentace tkání; subjektivní posouzení a korekce výsledků segmentace tkání. Vliv procesu tvorby 3D geometrických modelů tkání je relativně zanedbatelný, protože přesnosti jednotlivých metod jsou řádově vyšší než teoretická minimální přesnost vstupních CT/MR dat.

2.2.1 Požadovaná přesnost klinických aplikací

Stanovit minimální požadovanou přesnost pro 3D klinické aplikace je trochu problém. Např. v oblasti strojírenství je minimální požadovaná přesnost jednoznačně dána funkcí, požadavky na smontovatelnost a vyměnitelnost jednotlivých dílů. V oblasti medicíny je však velmi těžké něco takového definovat. Při operacích totiž hraje roli mnoho dalších faktorů (fyziologických, mechanických atd.), než jen geometrie tkání. Lidské tělo je navíc velmi adaptabilní, takže drobné nepřesnosti de-facto nemají takový význam jako v technice. Proto je požadovaná přesnost pro 3D klinické aplikace stanovena subjektivně, podle aplikačního oboru (neurochirurgie, stomatologie atd.), dovednosti a zkušenosti lékaře a podle klinického stavu pacienta (jeho velikosti, stavu tkání, anatomie atd.). Lékař totiž na rozdíl od techniků neuvvažují a nepracují deterministicky, ale intuitivně a empiricky.

V realizovaných aplikacích byla na základě zkušeností řady lékařů stanovena minimální požadovaná přesnost na hodnotu ± 0.5 mm – 1 mm, tedy s tolerancí 1 – 2 mm. To odpovídá přesnosti CT/MR dat při tloušťce řezu 0.5 – 1 mm. Tato přesnost plně vyhovuje většině klinických aplikací. Zároveň jde o hodnoty, které je člověk schopen rozeznat a při operacích kontrolovat.

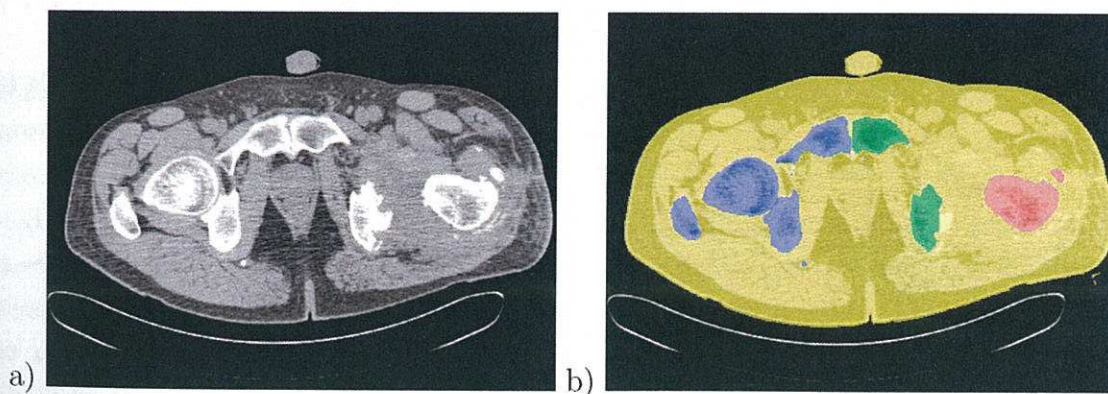
Konkrétně pro stomatologii je obecně požadována větší přesnost, protože se pracuje s relativně malými objekty a tenkými tkáněmi (zuby, kosti čelistí atd.). Pro obory jako je ortopedie, plastická chirurgie nebo neurochirurgie (vyjma nervových operací) je zcela postačující přesnost ± 1 mm.

Kapitola 3

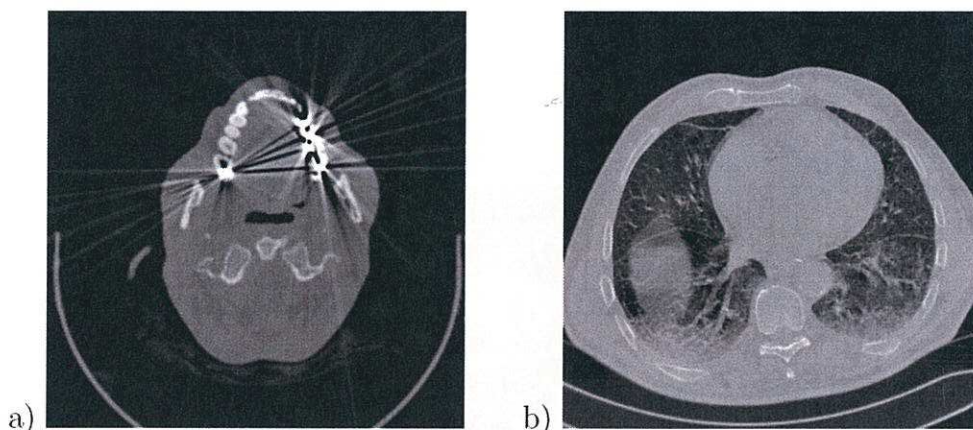
3D geometrické modelování tkání

Cílem procesu 3D geometrického modelování tkání je získat na základě vstupních CT/MR dat 3D geometrický popis vybraných tkání. Pro jeho dosažení je nezbytné aplikovat vhodnou kombinaci navazujících metod. Klasický postup tvorby 3D modelů tkání na základě rastrových dat se skládá z následujících kroků (viz. obr. 3.4):

1. Segmentace tkání
2. Vektorizace segmentovaných dat, voxel modelů tkání
3. Vyhlazení vektorových modelů tkání
4. Decimace počtu prvků vyhlazených vektorových modelů
5. Export vytvořených modelů ve vhodné formě (formátu - STL, VRML, DXF atd.), podle požadavků konkrétní aplikace



Obrázek 3.1: Segmentace axiálního CT MR snímku oblasti pánve: a) původní vstupní CT snímek, b) segmentovaný CT snímek.



Obrázek 3.2: Příklady artefaktů CT dat: a) artefakt způsobený kovovým materiálem v zubech, b) pohybové artefakty způsobené tlukotem srdce a dýcháním.

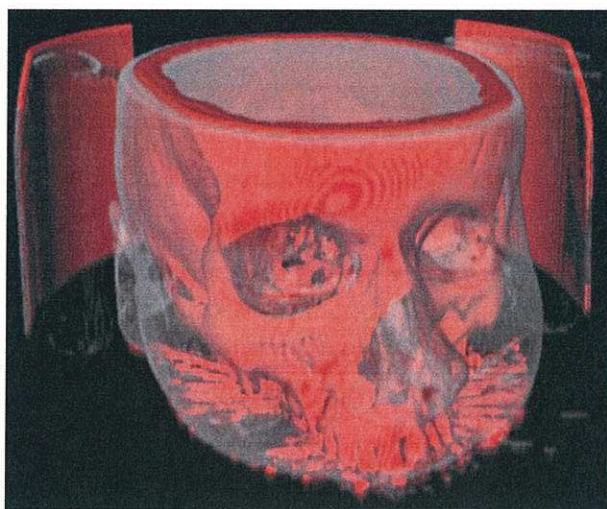
3.1 Segmentace tkání

Vstupní rastrová CT/MR data jsou strukturální. Diskrétně zachycují vnitřní strukturu v nasnímané části těla pacienta. Jsou v nich tak samozřejmě odlišitelné jednotlivé tkáně. Implicitně však nenesou informace o objemovém rozložení jednotlivých tkání. Pouze je v nich diskrétní informace o určitých specifických vlastnostech hmoty tkání (rentgenová hustota atd.) v různých místech objemu. Jednotlivé tkáně mají tyto vlastnosti výrazně rozdílné (např. kost a tuk) nebo jsou alespoň zřetelné jejich hranice, přechody vlastností (např. jednotlivé kosti) (viz. obr. 3.1a).

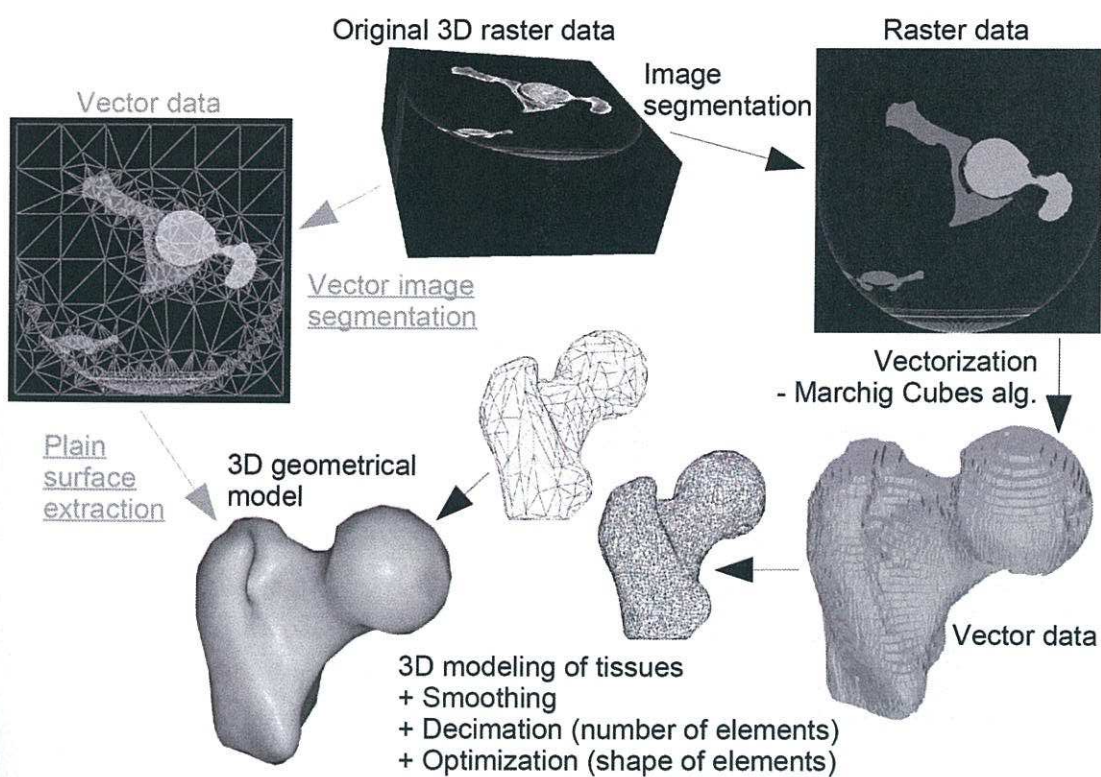
Abychom získali diskrétní popis objemového rozložení tkání v nasnímané části těla pacienta, musíme provést proces "Segmentace tkání" na základě vstupních CT/MR dat. Segmentace tedy převádí jednotlivé hodnoty CT/MR dat na indexy příslušných tkání (viz. obr. 3.1b). Výsledkem je pak diskrétní popis rozložení tkání v prostoru: "Voxel modely tkání".

Pro "pouhé" 3D zobrazení objemových dat není nutné provádět segmentaci tkání. Stačí pouze vhodné nastavení přenosové funkce zobrazovacího algoritmu (volume rendering, viz. obr. 3.3). Pro tvorbu kvalitních a přesných 3D geometrických modelů tkání je však segmentace tkání nezbytným krokem (viz. kapitola 2). Dosud se však nepodařilo nalézt (celosvětově) obecnou plně automatickou segmentační metodu pro obecná obrazová data. Proto je zatím proces segmentace kombinací více či méně automatického předzpracování a manuální korekce. Manuální korekce je nutná také z důvodu nedokonalosti klinických CT/MR dat, které bývají často zatíženy artefakty a poruchami způsobenými kovovými součástmi v těle, pohybem tkání, rozplýváním se a nespojitostí hranic tkání (viz. obr. 3.2).

Z hlediska reprezentace dat můžeme segmentaci provádět dvěma základními způsoby: rastrovou segmentací a vektorovou segmentací (viz. obr. 3.4).



Obrázek 3.3: Volume rendering CT dat hlavy.



Obrázek 3.4: Schéma dvou základních přístupů k segmentaci rastrových objemových dat: rastrová a vektorová segmentace.

3.1.1 Rastrová segmentace

Rastrová segmentace je klasickým způsobem segmentování 2D obrazů. Takřka všechny současné aplikace segmentace medicínských obrazových dat staví na existujících 2D metodách a algoritmech rastrové segmentace (adaptivní prahování, Fuzzy C-means, watersheds, detekce hranic atd.). Tyto 2D segmentační metody a algoritmy lze většinou poměrně snadno rozšířit na 3D rastrová data.

Při rastrové segmentaci se nemění reprezentace dat. Vstupem jsou 3D rastrová data (CT/MR). Výstupem jsou opět 3D rastrová data. Během segmentace se tedy mění pouze hodnoty dat, strukturální informace (např. hustoty) na indexy tkání. Nebo se nastavují indexy tkání do nového rastrového 3D objemu (segmentační data).

Pro aplikaci rastrové segmentace na medicínská obrazová data (CT/MR) je možné použít dvě základní strategie:

1. Speciálně sestavená a vyladěná metoda nebo kombinace metod (filtrace, texturní analýza, detekce hranic, šablony tvaru atd.) pro segmentaci CT/MR dat specifických parametrů snímání a vlastností snímaných tkání. Takto připravený speciální postup se používá nejčastěji pro segmentaci jedné přesně definované (texturou, tvarem, profilem atd.) tkáně nebo orgánu.

Tento postup může mít pro ideální navržené podmínky vysokou míru automatizace (95 – 100 %). Pro data nebo tkáně jiných parametrů je však metoda takřka nepoužitelná. Proto je její nasazení nejčastější při zpracování velkého množství specifických obrazových dat ve vědeckých studiích, experimentech atd. Příkladem může být segmentace mozkových struktur (hypocampů) stovek epileptických pacientů před a po medikaci.

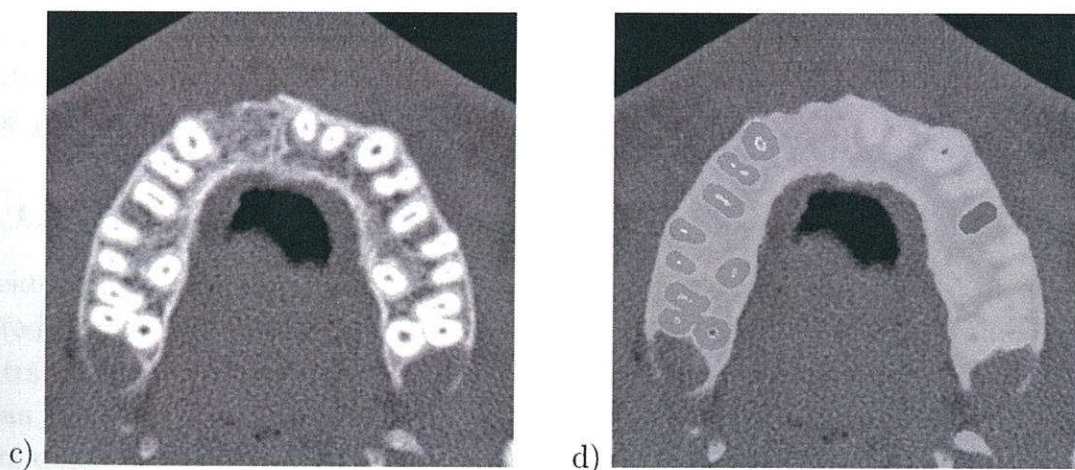
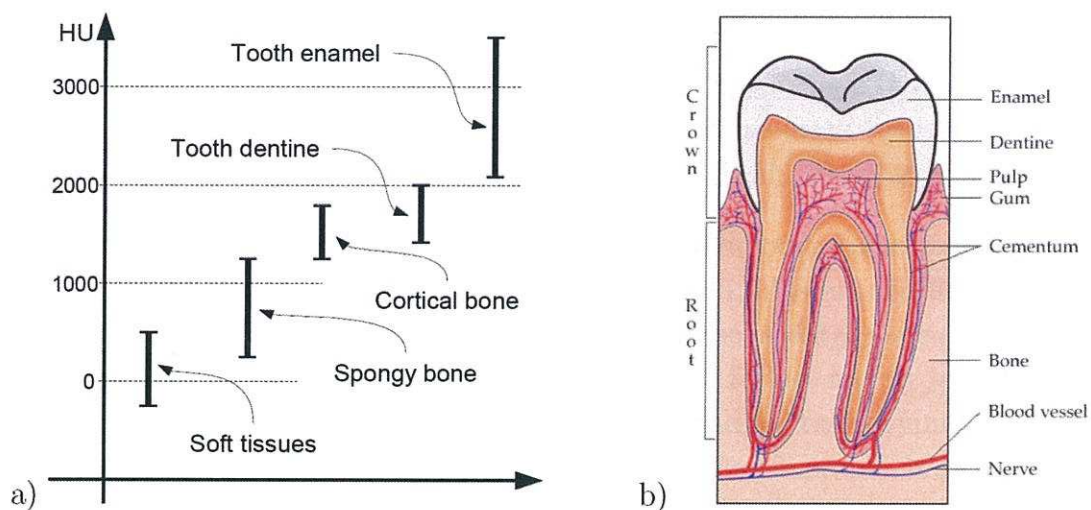
2. Obecná metoda nebo obecný postup kombinace metod pro segmentaci obecných CT/MR dat, bez omezení na konkrétní parametry snímání, konkrétní modalitu nebo konkrétní druhy segmentovaných tkání.

Nemá tak vysokou úspěšnost, typická míra automatizace je $\sim 75 - 85$ %. Chybějící části je potřeba dokončit manuálně, řez po řezu. Tyto vlastnosti jsou však vyrovnané pro takřka všechny typy dat a segmentovaných tkání. Obecně platí pravidlo, že čím rentgenově tvrdší (hustší) tkáně, tím vyšší úspěšnost obecné automatizace. Typicky například u kostí je možné dosáhnout až ~ 95 %, podle kvality vstupních dat. Největší podíl manuální práce při korekci je u měkkých tkání, jejichž hodnoty se často překrývají a hranice splývají.

První strategie dává sice velmi dobré výsledky, avšak pro velmi specifické a přesné podmínky. Někdy stačí pouze použít data z jiného přístroje stejné modality a výsledky segmentace jsou nepoužitelné. V klinické praxi je však typický právě velký rozptyl kvality a parametrů zpracovávaných dat. Požadavky na segmentaci tkání jednotlivých pacientů se také liší případ od případu. Navíc se většinou zpracovávají data pacientů s "nestandardním" stavem tkání (patologie, deformace, traumata atd.). Proto je pro potřeby klinického nasazení ve více oborech (stomatologie, ortopedie, plastika atd.) a pro více druhů tkání (kosti různého charakteru, zuby, tepny, měkké tkáně atd.) vhodnější použití druhé strategie.

Po zkušenostech se segmentací různých druhů tkání u několika desítek pacientů, převážně na základě CT dat, byl navržen a implementován následující postup založený právě na druhé strategii segmentace:

1. Filtrace vstupních CT/MR dat (median, gaussian) pro odstranění šumu a drobných artefaktů v obraze. Nejlepší zkušenosti jsou s Anisotropickým filtrem [45], který zachovává hranice objektů v obraze, což je podstatné pro 3D modelování tkání.
2. Prahování (adaptivní prahování, Fuzzy C-means) nejtvrdějších (nejhustších) nesegmentovaných tkání v obraze (např. kosti, ~ 1400 HU – 4000 HU). Tyto tkáně jsou svou hodnotou (hustotou) většinou velmi dobře oddělitelné, kontrastní (viz. obr. 3.5a).
3. V případě požadavku na segmentaci orgánů s pevným (kontrastním, kompaktním) povrchem a členitou vnitřní strukturou (kosti, plíce, ledviny, játra atd.) potřebujeme většinou získat celý objem orgánu bez ohledu na členitost jeho vnitřní struktury. Tehdy je vhodné přidat detekci hranic (3D Canny) a vyplňování vzniklých 2D/3D oblastí.
4. Oddělení jednotlivých částí (objektů) aktuálně prahovaných tkání, interaktivně v několika krocích algoritmu Eroze a Dilatace [26]. Kromě oddělení jednotlivých částí jsou odstraněny drobné nerovnosti a zaplněny díry a poruchy na povrchu (hranicích) tkání.
5. Manuální korekce (řez po řezu, multiplanárně) a kontrola dosavadních výsledků segmentace, případné dokončení oddělení částí, odmazání zbytků z jiných tkání nebo artefaktů.
6. Opakování postupu od 2. bodu, pro stále měkčí tkáně, dokud nedosáhneme segmentace požadovaných tkání a jejich částí.



Obrázek 3.5: Problematika segmentace tkání, příklad segmentace zubů: a) typické rozsahy rentgenových hustot tkání zubů b) schématický řez zubem s rozlišením jednotlivých tkání c) Axiální CT snímek horní čelisti d) Segmentovaný Axiální CT snímek horní čelisti.

Tento postup využívá hierarchii tkání podle hodnoty. I když nepotřebujeme segmentovat nejtvrďší tkáň, je to přínosné. Tvrďší tkáň jsou většinou velmi dobře oddělitelné, kontrastnější a tedy snadno segmentovatelné. V dalších krocích potom tvoří "šablonu", která usnadňuje segmentaci měkčích tkání. Kvalita segmentace předchozích tkání hierarchie tak podmiňuje a zrychluje segmentaci dalších tkání.

Dobrym příkladem aplikace tohoto postupu je segmentace CT vyšetření maxilofaciální oblasti (viz. obr. 3.5). Zde začínáme segmentaci sklovinou (a dentinem podle kvality CT vyšetření) zubu. V dalším kroku je segmentace kostí (čelisti, kortikála a spongioza). Nakonec proběhne segmentace měkkých tkání (dásně, tvář atd.).

Výhodou rastrové segmentace je existence velkého množství nejrůznějších, běžně používaných algoritmů a metod pro filtraci, prahování, klasterizaci, detekci hranic a tvarů atd. Tyto metody jsou většinou pro 2D obrazová data, ale lze je relativně snadno adaptovat na 3D data. Vhodnou kombinací těchto metod je pak možné zlepšovat kvalitu a úspěšnost dosažených výsledků. Nad 3D rastrovými daty je také relativně snadná a přímočará programová implementace používaných metod a algoritmů.

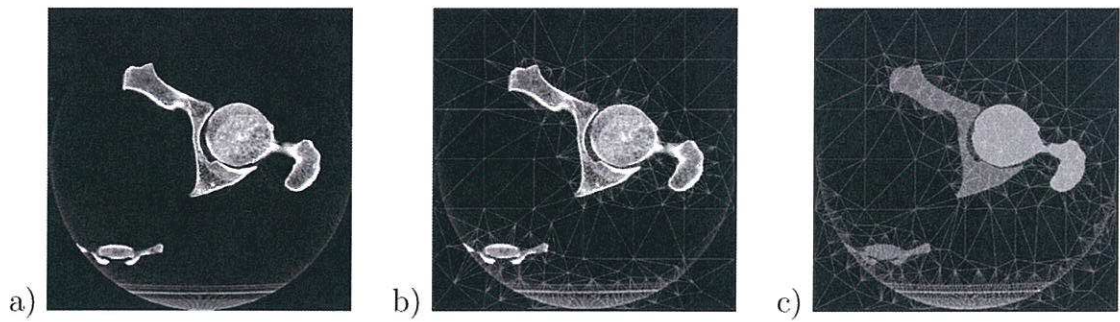
Hlavní nevýhoda rastrové segmentace je v diskrétním popisu výsledných dat, kdy je každý voxel nezávislý, sám o sobě. Můžeme sice na základě okolních voxelů provádět aproximace, vyhlazování, filtrování atd. V případě potřeby manuální korekce výsledků segmentace však musíme opravovat jednotlivé voxely po jednom, v rámci jednoho řezu, řez po řezu. Další nevýhodou je pak relativně velká paměťová náročnost, což je však dnes již méně významné.

3.1.2 Vektorová segmentace

Vektorová segmentace je založena na myšlence diskretizace rastrového objemu prostřednictvím množiny vhodných vektorových prvků (křivek, ploch, trojúhelníků, tetraedrů). Při vektorové segmentaci tedy dochází ke změně reprezentace dat. Vstupem jsou 3D rastrová data (CT/MR). Výstupem jsou 3D vektorová data, většinou sítě tetraedrů (ve 2D sítě trojúhelníků). Síť je při tom potřeba sestrojít tak, aby její prvky svým povrchem co nejlépe popisovaly (aproximovaly) původní rastrová data, jejich gradienty a strukturu (viz. obr. 3.6, 3.4).

Pro realizaci vektorové segmentace je možné zvolit v zásadě dva základní přístupy:

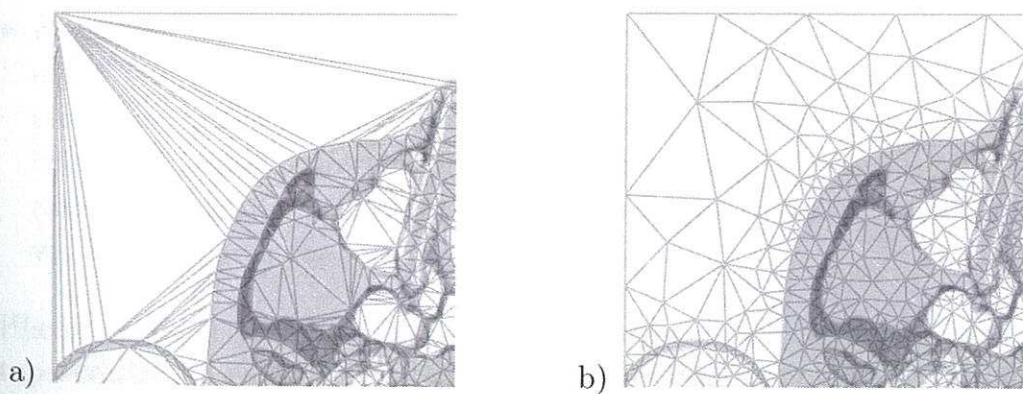
1. Získání významných bodů segmentovaných 3D rastrových dat (hraniční body). Z nich se podle dané vzorkovací vzdálenosti vybere reprezentativní podmnožina. Na základě vybraných bodů je následně sestrojena tetrahedrální síť, jako Delaunayova triangulace, která s vysokou pravděpodobností kvalitně diskretizuje původní rastrová data.



Obrázek 3.6: Schéma principu 2D vektorové segmentace: a) původní CT snímek b) snímek s adaptovanou trojúhelníkovou sítí c) snímek s klasifikovanou sítí



Obrázek 3.7: Množina vybraných bodů pro sestoržení tetrahedrání sítě



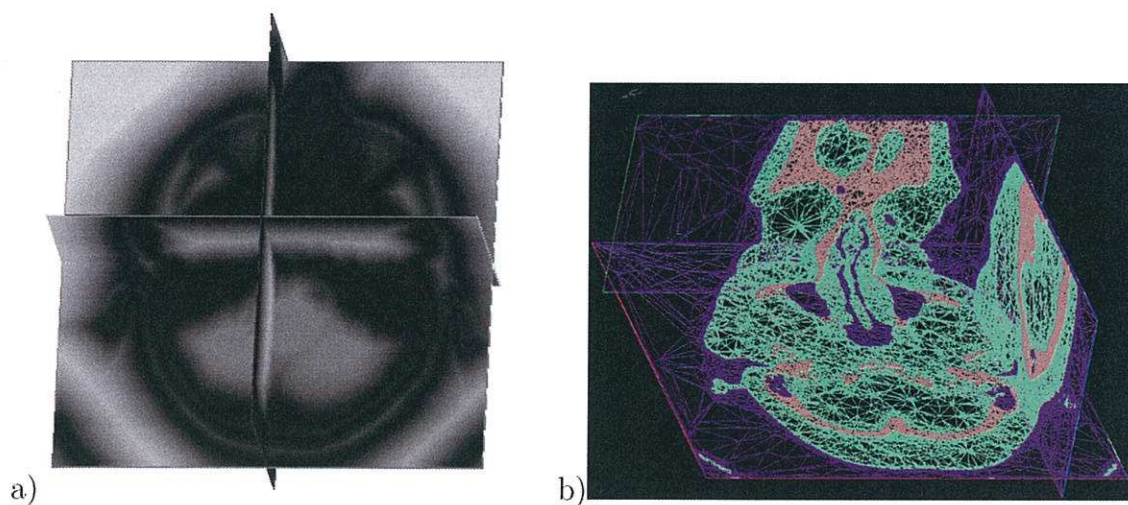
Obrázek 3.8: Optimalizace tetrahedrání sítě izotropním dělením: a) neoptimalizovaná síť, b) optimalizovaná síť

2. Vytvoření tetrahedrál ní sítě s maximálním rozlišením. Každý voxel segmentovaných 3D rastrových dat je při tom rozdělen na 5 tetraedrů. Tato síť, která má velmi velký počet prvků, je následně decimována (redukce počtu prvků) s ohledem na aproximaci původních rastrových dat. Výsledkem je opět tetrahedrál ní síť, která s vysokou pravděpodobností kvalitně diskretizuje původní rastrová data.

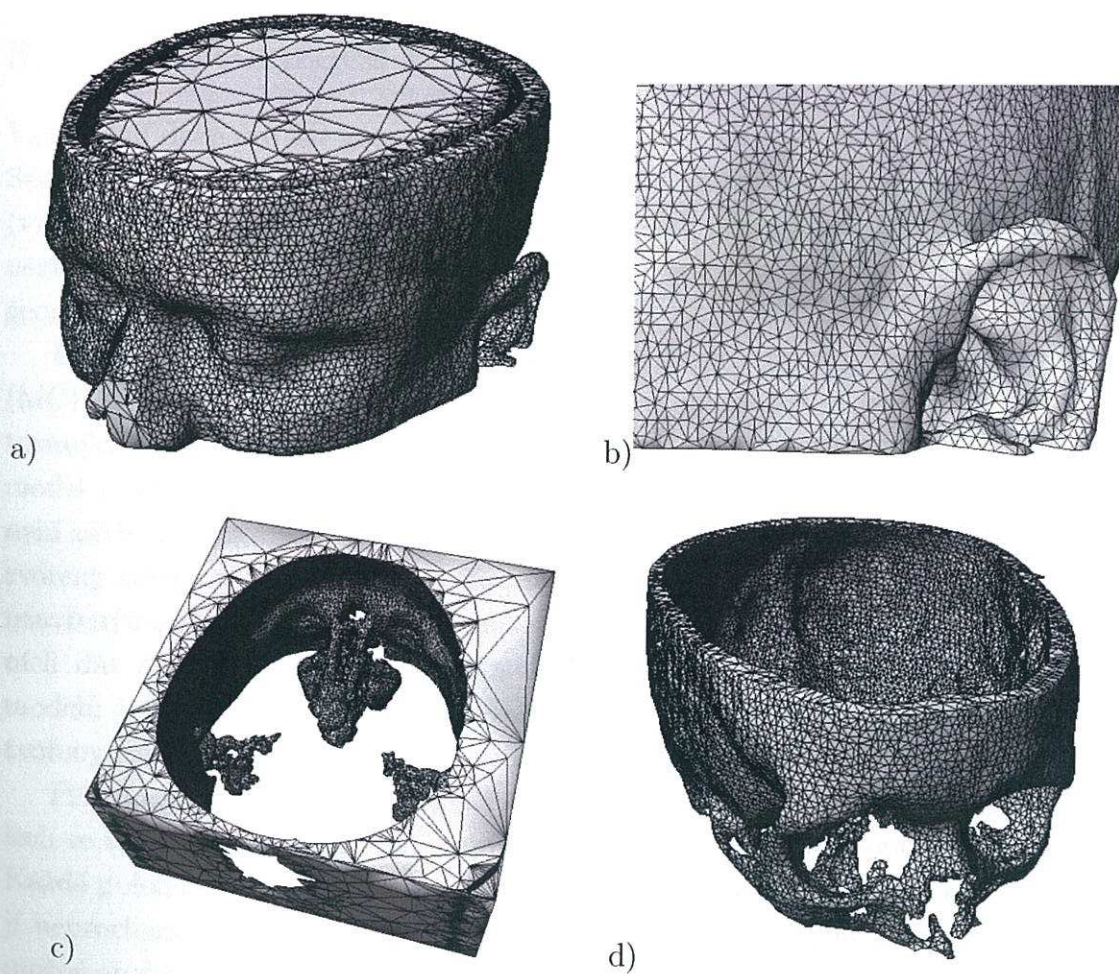
Na FIT VUT v Brně probíhá aktuálně výzkum a vývoj vektorové segmentace 3D rastrových dat v medicíně. Při tom se vychází z přístupu založeného na "Významných bodech". Toto téma je jádrem disertační práce Ing. Michala Španěla. Používaný postup vektorové segmentace se skládá z následujících kroků [42]:

- Získání významných bodů segmentovaných 3D rastrových dat. Jde o hraniční body objektů zachycených v datech. Hraniční body jsou detekovány 3D variantou algoritmu Canny (varianta - non maxima suppression).
- Výběr reprezentativní podmnožiny hraničních bodů. Výběr se provádí po buňkách kartézské mřížky přiložené na rastrová data. Rozměr buněk mřížky bývá v rozsahu 10 – 20 voxelů (viz. obr. 3.7).
- Sestrojení 3D Delaunayovy triangulace na základě množiny vybraných bodů, pomocí inkrementálního vkládacího algoritmu. Tato síť je jednoznačná a pro dané podmínky optimální.
- Optimalizace vytvořené Delaunayovy tetrahedrál ní sítě, pomocí izotropního dělení hran sítě (viz. obr. 3.8). Pro řízení izotropního dělení sítě se využívá rastrový kontrolní objem generovaný jako funkce vzdálenosti od hraničních bodů (viz. obr. 3.9). Při dělení hran se vyhledávají nejbližší hraniční body rastrových dat pro zpřesnění aproximace rastrových hranic.
- Klasifikace jednotlivých prvků vytvořené tetrahedrál ní sítě na základě hodnot voxelů původních rastrových dat. Každý prvek je ohodnocen vektorem příznaků (statistických a texturních) získaných z jím obsazených voxelů. Voxely jsou pak klasifikovány klasterizačním algoritmem Fuzzy C-means nebo EM. Pro rozhodnutí nezařazených tetraedrů se nakonec využívají přístupy založené na vyplňování, narůstání oblastí a hranic.

Hlavní výhodou vektorové segmentace je spojení několika navazujících kroků postupu tvorby 3D geometrických modelů tkání do jedné operace segmentace: segmentace, vektorizace, vyhlazení a decimace. Výsledná tetrahedrál ní síť má proti původním rastrovým datům ~ 100 x menší počet prvků (stovky tisíc tetraedrů vůči



Obrázek 3.9: a) Kontrolní objem pro optimalizaci tetrahedrlní sítě isotropickým dělením, b) Výsledná klasifikovaná tetrahedrlní síť.



Obrázek 3.10: Výsledné 3D modely tkání získané plně automaticky vektorovou segmentací.

desítkám miliónů voxelů). Provádění nezbytné manuální korekce výsledků automatické segmentace je proto mnohem snazší a rychlejší. Kvůli spojitě vektorové diskretizaci dochází k velmi dobré aproximaci hranic objektů zachycených v původních rastrových datech. Tak je odstraněna část artefaktů a poruch ve vstupních rastrových datech. Celkově má pak vektorová segmentace velmi dobrou míru automatizace, $\sim 90\%$. Dále má vektorová segmentace obecné použití, na různá vstupní data a různé typy tkání. Stačí, jsou-li ve vstupních rastrových datech dostatečně zřetelné hranice objektů.

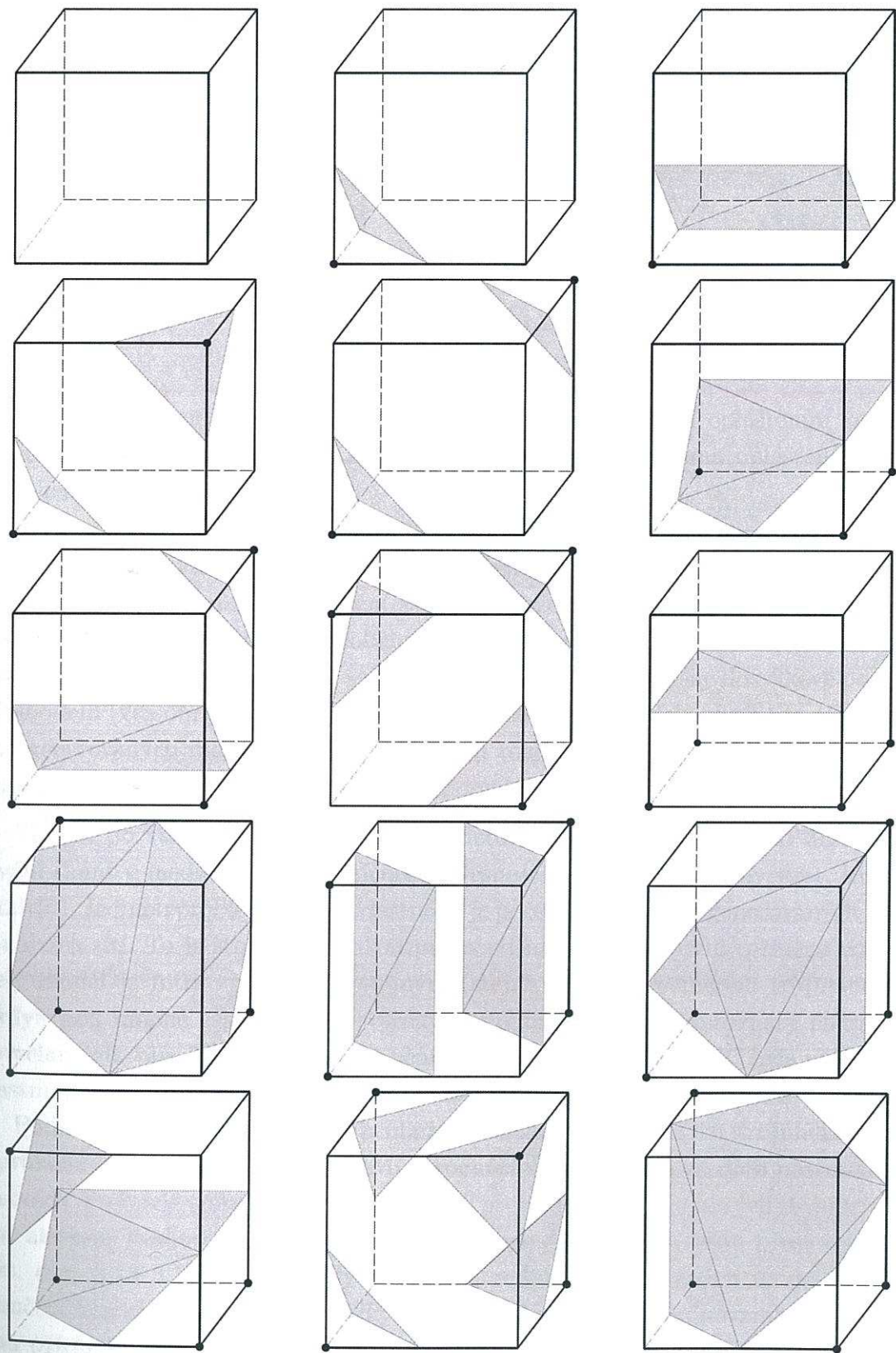
Nevýhodou vektorové segmentace je výpočetně i algoritmicky složitější postup tvorby diskretizace původních rastrových dat. Je potřeba detekovat hranice, konstruovat a optimalizovat Delaunayovu triangulaci, vypočítávat gradienty, pracuje se se složitějšími datovými strukturami než je objem voxelů atd. Další nevýhodou je problematická klasifikace velmi malých tetraedrů, kde již není dost voxelové informace pro vyhodnocení.

3.2 Vektorizace rastrových modelů

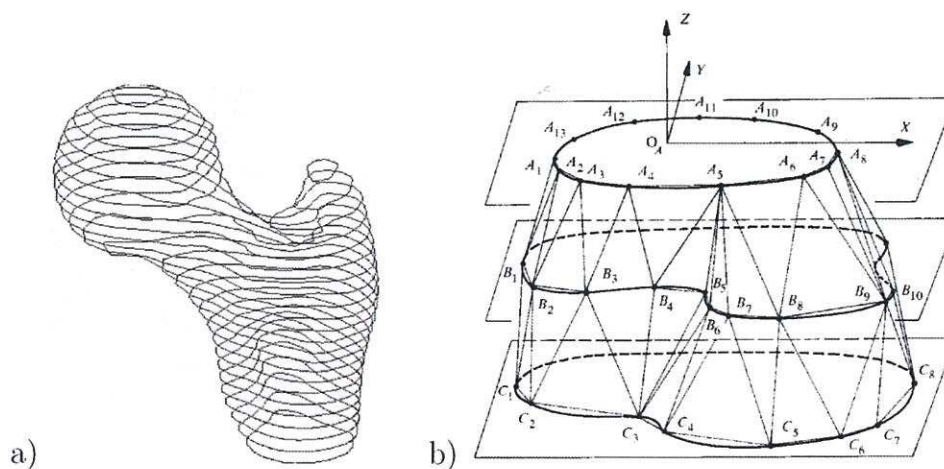
Vstupními daty pro 3D geometrické modelování tkání jsou rastrová CT/MR data. Segmentací získáme rastrový popis jednotlivých segmentovaných tkání (voxel model) (viz. kapitola 3.1.1). My však potřebujeme získat popis jejich geometrie. Proto je nezbytné provést vektorizaci voxel modelů tkání. Tím získáme vektorový popis geometrie povrchu tkání.

Dnes již klasičnou metodou vektorizace voxel modelů je metoda "Marching Cubes" (MC) [30]. Tato metoda je schopna na základě vstupních 3D rastrových dat (segmentovaných nebo pro daný interval hodnot) zcela automaticky vytvořit vektorový model povrchu (hraniční model, B-rep) zachycených objektů. Funkce metody MC není závislá na složitosti geometrie generovaných modelů. Generované modely jsou tvořeny orientovanými (všechny normály polygonů směřují ven/dovnitř modelu), uzavřenými polygonálními trojúhelníkovými sítěmi. Vzhledem k vektorizaci diskretních dat mají výsledné modely vrstevnatý charakter (viz. obr. 3.16a). Přesnost modelů je na úrovni rozměru voxelů vstupních dat. Proto jsou výsledné modely tvořeny typicky velkým množstvím malých trojúhelníků (viz. obr. 3.20a).

Princip metody MC je založen na procházení vstupního objemu po osmi voxelích ve vzájemné poloze vrcholů krychle. Odtud název metody: pochodující krychle. Každá poloha krychle (stav vrcholů) je vyhodnocena podle rozdílnosti hodnot, jestli jí neprochází izoplocha, povrch objektu. Celkově existuje 256 možností, z toho je možné analyzovat 15 základních typů stavů (viz. obr. 3.11). Po projití celého objemu (po řádcích a rovinách) dostaneme výsledné modely všech zachycených objektů.



Obrázek 3.11: Marching Cubes, 15 základních kombinací obsazení vrcholů

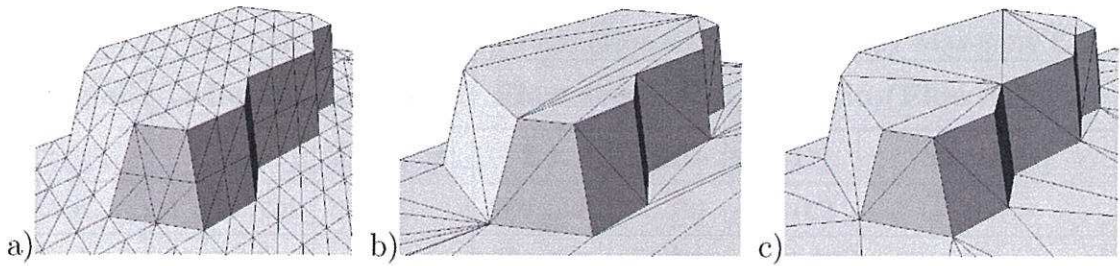


Obrázek 3.12: Tvorba 3D vektorového popisu geometrie tkání opláštěním kontur: a) rovnoběžné kontury modelu hlavice stehenní kosti b) schéma opláštění kontur trojúhelníkovým pásem

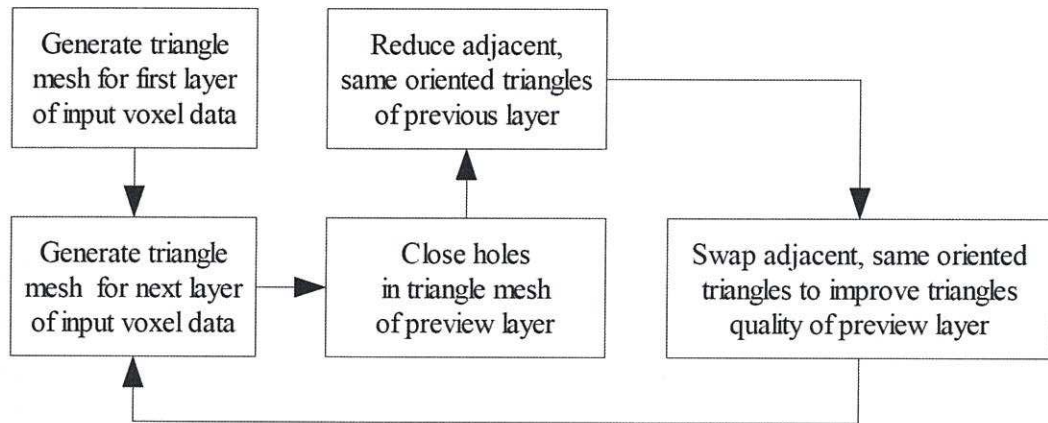
Další možností tvorby 3D vektorového popisu geometrie tkání na základě vstupních 3D rastrových dat je opláštění sady rovinných kontur získaných v rovinných řezech [11] [15]. Nejprve tedy proběhne vektorizace tkání v řezech rastrových dat. následně jsou tyto řezy postupně spojovány trojúhelníkovými pásy do celkové podoby 3D modelu (viz. obr. 3.12). Tyto metody jsou však velmi závislé na složitosti geometrie generovaných modelů, zvláště v místech rozdělování nebo spojování povrchů. Implementace algoritmů je pak složitá a pomalá.

Takřka po všech stránkách vyhovuje metoda MC požadavkům pro 3D modelování tkání v medicíně (automaticnost, přesnost, geometrická nezávislost, kvalita modelů). Jedinou problematickou vlastností je počet trojúhelníků generovaných polygonálních sítí. To je stinnou stránkou přesnosti modelů na úrovni rozměru voxelů. Celý model je totiž vystaven se stejným (stejně malým) rozměrem trojúhelníků, i když jsou mnohé části modelu tvořeny rovnými plochami (vrstevnatý charakter povrchu) (viz. obr. 3.13a). Pro odstranění této nevýhody metody MC byla vytvořena vlastní modifikovaná varianta, metoda: "Flow Reduction Marching Cubes" (FRMC).

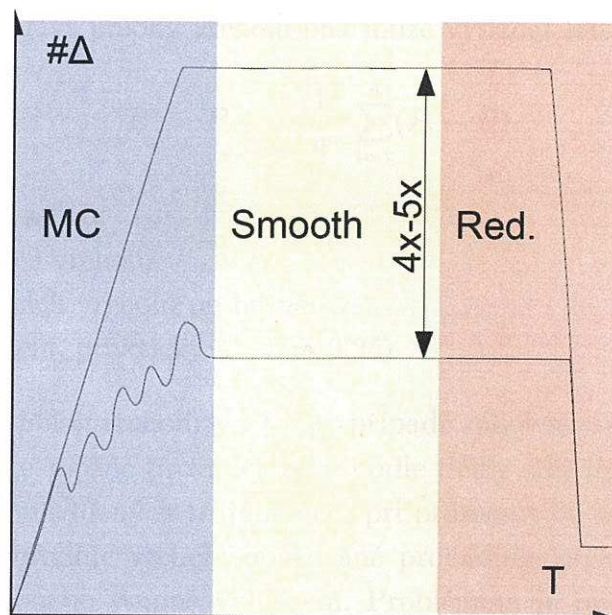
Podstatou metody FRMC je průběžná redukce přebytečných trojúhelníků již v průběhu tvorby modelů. Metoda MC prochází vstupní rastrová data postupně po vrstvách. Po každé vrstvě je v případě FRMC provedena redukce nových trojúhelníků. Pro zlepšení kvality modelů jsou zbylé trojúhelníky nakonec ještě přeswapovány (viz. obr. 3.13 3.14). Nejde tedy o pouhou redukci generovaných modelů až po skončení klasické metody MC. Velký počet trojúhelníků vůbec nevznikne, protože jsou přírůstky jednotlivých vrstev vzápětí redukovány (viz. obr. 3.15). Výsledné FRMC modely mají $\sim 4x - 5x$ menší počet trojúhelníků. Cenou za průběžnou redukci je $\sim 2x$ delší čas provádění metody [21] (viz. tabulka 3.1).



Obrázek 3.13: Detail povrchu modelu vytvořeného metodou Marching Cubes: a) klasická metoda Marching Cubes b) Flow Reduction Marching Cubes bez swapování hran c) Flow Reduction Marching Cubes se swapováním hran



Obrázek 3.14: Schéma postupu metody Flow Reduction Marching Cubes



Obrázek 3.15: Diagram srovnání Flow Reduction a tradiční metody Marching Cubes v kontextu navazujících kroků, vyhlazení a decimace.

Tabulka 3.1: Porovnání výsledků Flow Reduction a tradiční metody Marching Cubes

Model	Marching Cubes		Flow reduc. MC		Ratio (Flow/Clasic)	
	Tri.	Time [s]	Tri.	Time [s]	Tri.	Time [s]
Face	1 049 624	13	207 998	30	0.2	2.3
Skull	957 356	11	263 972	20	0.28	1.8
Maxilla	2 637 106	28	658 560	83	0.25	3.0
Pelvis	607 996	8	133 036	15	0.22	1.9
Femur	126 528	3	25 820	5	0.2	1.7
Spine	296 372	4	79 620	8	0.27	2.0

3.3 Vyhlazení modelů

Jak už bylo několikrát uvedeno v předchozí kapitole 3.2, získáváme 3D geometrické modely tkání vektorizací vstupních rastrových dat metodu MC. Proto mají výsledné modely vrstevnatý charakter (viz. obr. 3.16a), který můžeme chápat jako vliv šumu nebo artefaktů. Na jeho odstranění je potom potřeba aplikovat vhodnou metodu vyhlazení (viz. obr. 3.16b).

Klasickou metodu pro vyhlazení polygonálních trojúhelníkových modelů je aplikace Laplaceova vyhlazení [3] [2]. V podstatě jde o průměrování polohy vrcholů polygonální sítě pozicemi okolních vrcholů (sousedních po hraně).

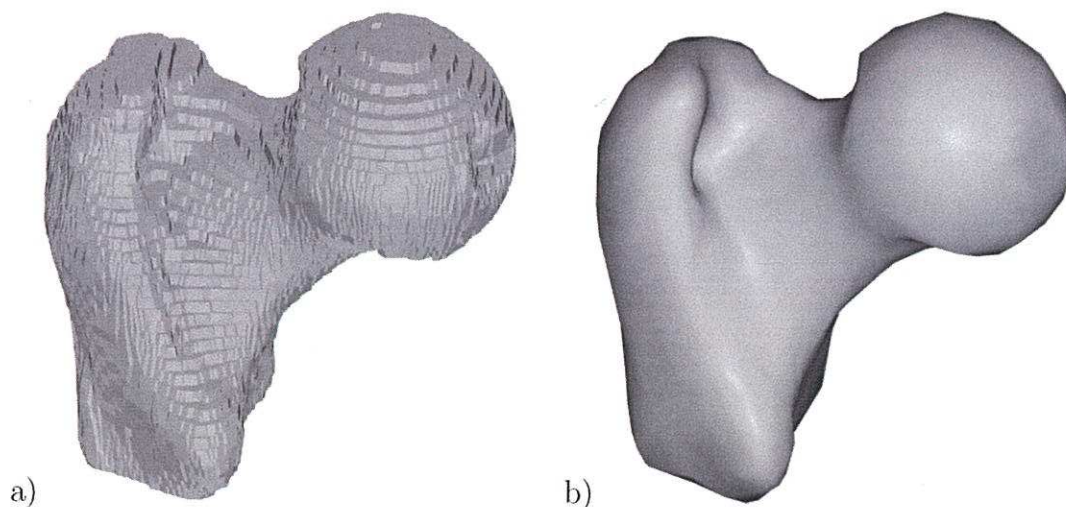
Vztah pro výpočet nové polohy vrcholů pak může vypadat následovně:

$$P^* = P + v \cdot \frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n (P_i - P) \quad (3.1)$$

- P^* – nová pozice vrcholu
- P – původní pozice vrcholu
- n – počet sousedních vrcholů po hraně
- v – faktor vyhlazení, prakticky $\in \langle 0.05, 0.25 \rangle$

Výpočet nových poloh vrcholů je v tomto případě váhován pouze počtem okolních vrcholů. Váhování je možné provádět také podle délky sdílených hran sousedních vrcholů nebo plochou sdílených trojúhelníků při průměrování pozice jejich středů.

Průměrování souřadnic vrcholů opakovaně provádíme přes celý model, dokud nedosáhneme potřebného stupně vyhlazení. Problémem je právě volba vhodného stupně vyhlazení, protože proces probíhá neadaptivně přes všechny vrcholy modelu. Některé části modelu mohou při tom ještě potřebovat vyhladit a jiné části jsou zároveň již příliš degradovány (viz. obr. 3.19).



Obrázek 3.16: Vyhlazení 3D geometrického modelu hlavičky stehenní kosti: a) model získaný metodou Marching Cubes b) vyhlazený model.

Zásadní problém Laplaceova vyhlazení polygonálních modelů je tendence zmenšování modelů (volume shrinking). Ztráty jejich objemu s rostoucí mírou vyhlazení (viz. obr. 3.19b). To samozřejmě znehodnocuje přesnost vytvořených modelů. Proto je v případě 3D modelování lidských tkání pro klinické aplikace, kde je přesnost 3D geometrie modelů velmi důležitá, vhodné použít jinou vyhlazovací metodu.

První alternativou (aktuálně používanou) vyhlazování modelů s potlačením zmenšování modelů je metoda: "Geometric signal processing on polygonal meshes" [43]. Jde o Laplaceovo vyhlazení aplikované ve dvou krocích, s kladným λ a záporným μ faktorem vyhlazení. Povrch modelu tak "kmitá" mezi původním a vyhlazeným stavem (podle Laplace). Mezi faktory vyhlazení je malý rozdíl k_{PB} , takže metoda pracuje jako signálový filtr s dolní propustí. Šum na povrchu modelů je odfiltrován, ale jeho geometrie zůstává. Ke zmenšování modelů proto prakticky nedochází. Při větší míře vyhlazení má však metoda tendenci zvýrazňovat hrany modelů.

Vztah pro výpočet nové polohy vrcholů pak může vypadat následovně:

$$P^* = P + \{\lambda, \mu\} \cdot \frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n (P_i - P) \quad (3.2)$$

P^* – nová pozice vrcholu

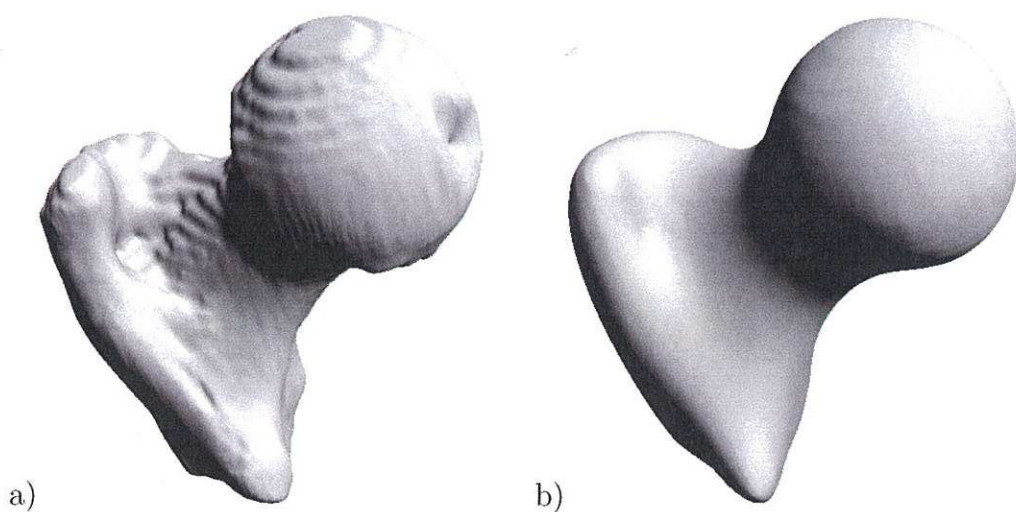
P – původní pozice vrcholu

n – počet sousedních vrcholů po hraně

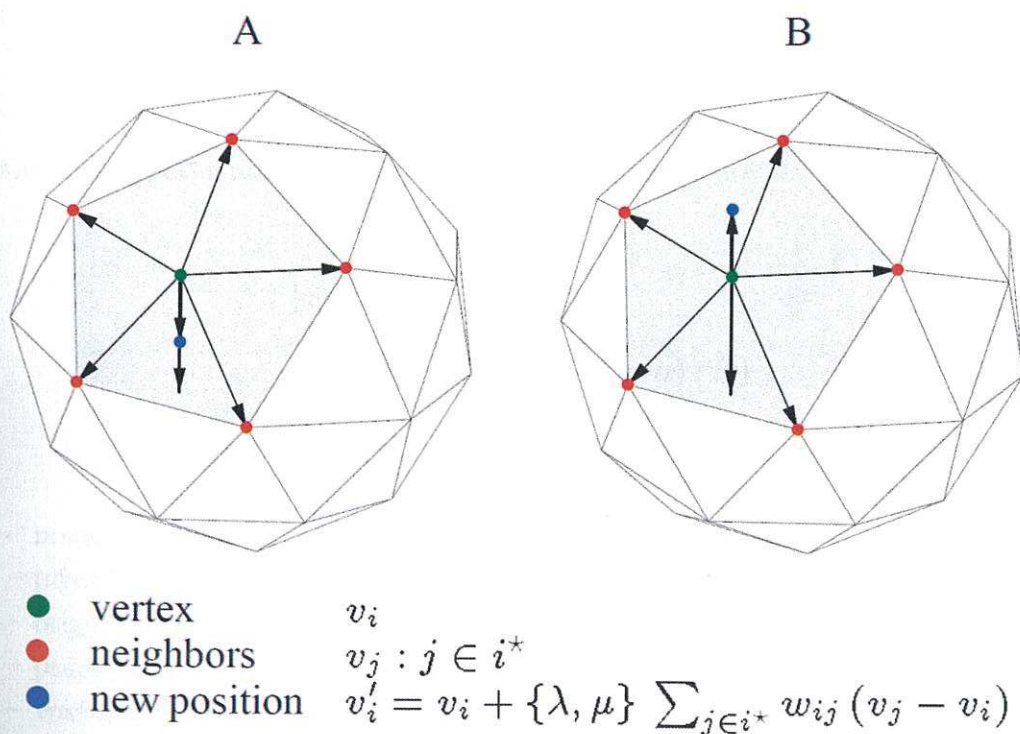
λ – kladný faktor vyhlazení, ideálně $\lambda = 0.6307$

μ – záporný faktor vyhlazení

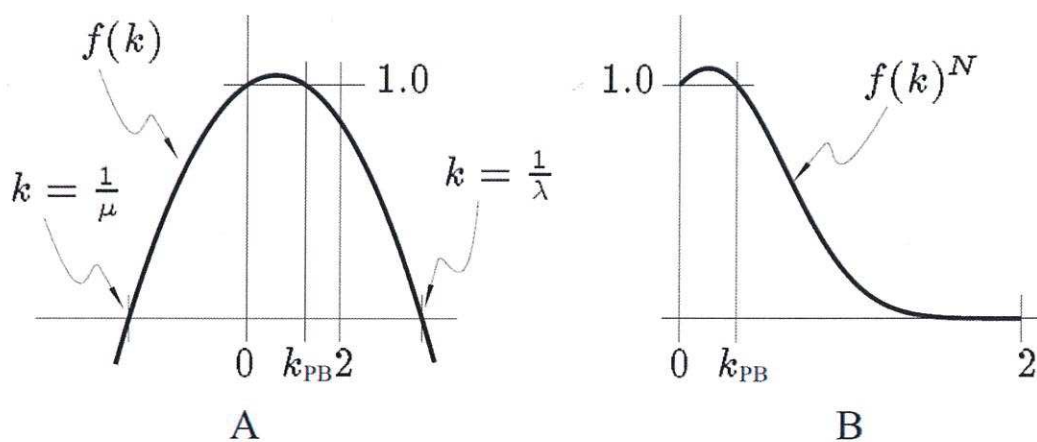
k_{PB} – limitní frekvence, $k_{PB} = \frac{1}{\lambda} + \frac{1}{\mu} > 0$, ideálně $k_{PB} = 0.1$



Obrázek 3.17: Míra vyhlazení 3D geometrického modelu hlavice stehenní kosti: a) málo vyhlazený model, b) příliš vyhlazený model.



Obrázek 3.18: Schéma funkce signální filtrace polygonálních modelů [43]: A) kladný faktor vyhlazení, vyhlazení povrchu B) záporný faktor vyhlazení, vracení se zpět.



Obrázek 3.19: Přenosová funkce signální filtrace polygonálních modelů [43]: A) kladný faktor vyhlazení, vyhlazení povrchu B) záporný faktor vyhlazení, vracení se zpět.

Druhou možnou alternativou vyhlazování modelů s potlačením zmenšování modelů je metoda: "Improved laplacian smoothing of noisy surface meshes" [44]. Metoda je známa také pod názvem HC-Laplace. Opět se jedná o modifikaci Laplaceova vyhlazení aplikovanou ve dvou krocích. První krok provádí vyhlazení, na rozdíl od klasického Laplaceova vyhlazení se zahrnutím vyhlazovaného vrcholu. Druhý krok vrací vyhlazené vrcholy zpět, pro omezení zmenšování modelů.

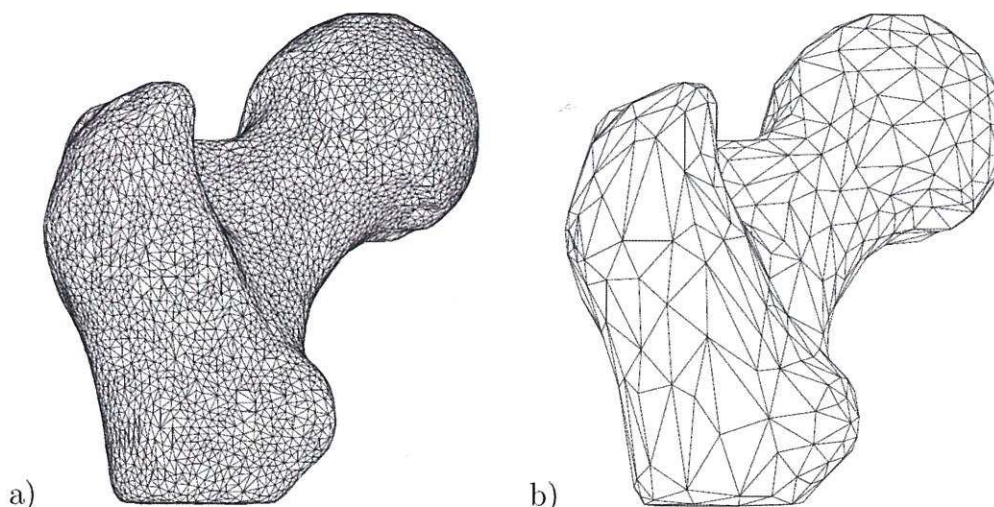
Vztahy pro výpočet nové polohy vrcholů vypadají následovně:

$$V_i = \frac{1}{n} \cdot \sum_{j=1}^n P_j \quad (3.3)$$

$$b_i = V_i - (\alpha \cdot O_i + (1 - \alpha) \cdot P_i) \quad (3.4)$$

$$P_i^* = V_i - (\beta \cdot b_i + \frac{1 - \beta}{n} \sum_{j=1}^n b_j) \quad (3.5)$$

- P_i^* – nová pozice vrcholu
- P_i – původní pozice vrcholu
- O_i – originální pozice vrcholu
- V_i – pracovní pozice vrcholu
- b_i – vektor vyhlazovacího posunu vrcholu
- n – počet sousedních vrcholů po hraně
- α – faktor vyhlazení, $\alpha \in \langle 0, 1 \rangle$
- β – zpětný faktor vyhlazení, $\beta \in \langle 0, 1 \rangle$



Obrázek 3.20: Decimace 3D geometrického modelu hlavičky stehenní kosti: a) vyhlazený model před decimací b) decimovaný model.

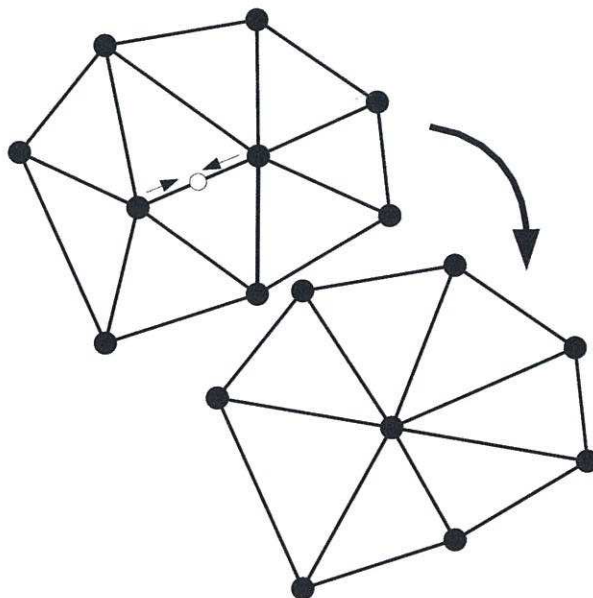
3.4 Redukce modelů

Vyhlazené 3D geometrické modely tkání, se kterými budeme dále pracovat, byly vytvořeny metodou MC (viz. kapitola 3.2). Tato metoda pracuje s přesností na úrovni rozměru voxelů vstupních rastrových CT/MR dat. Proto jsou výsledné modely tvořeny typicky velkým množstvím malých trojúhelníků (viz. obr. 3.20a).

S takto velkými modely (v počtu trojúhelníků) se však pracuje velmi těžko (transformace, deformace, booleovské operace atd.). Před jejich dalším zpracováním a použitím v aplikacích je proto vhodné redukovat počet trojúhelníků. Mnoho trojúhelníků je totiž z hlediska geometrie povrchu nadbytečných. U modelů získaných metodou MC lze bez větších problémů redukovat 90 % trojúhelníků. Chyba procesu redukce počtu polygonů je při tom řádově menší než chyba způsobená diskretizací původních modelů (viz. kapitola 2.2).

Cílem procesu redukce (decimace) polygonálních modelů je v maximální míře snížit počet povrchových trojúhelníků, při zachování geometrie původního povrchu modelu, s danou přesností. K jeho dosažení existuje několik metod, které můžeme principiálně rozdělit do následujících čtyř skupin:

1. Redukce uzlů povrchu [36]
2. Redukce hran povrchu [13]
3. Rozložení nové povrchové sítě na aktuálním povrchu [35]
4. Klastrování vrcholů [28]



Obrázek 3.21: Schéma eliminace hrany (edge collapsing).

Pro navazující aplikace je vhodné zachovat kvalitu výsledných modelů (nedeformované, nedegradované trojúhelníky sítě). Metoda musí být dostatečně rychlá a schopná zpracovat velké modely (řádově až desítky milionů trojúhelníků). Proto v případě 3D medicínských aplikací používáme metodu redukce hran (edge collapsing). Pro konkrétní implementaci byla použita metoda: "Quadric-based polygonal surface simplification" [13].

Tato metoda provádí postupnou redukci hran povrchu. Při tom jsou vždy dva uzly povrchu tvořící hranu redukovány do jednoho nového uzlu: $(u_1, u_2) \rightarrow u^*$ (viz. obr. 3.21). Trojúhelníky, které sdílely původní dva uzly (u_1, u_2) jsou upraveny na nový vrchol u^* . Trojúhelníky sdílející redukovanou hranu jsou zrušeny. Tím je snadno zajištěno zachování kompaktnosti a orientace nového povrchu. Dále tato metoda umožňuje dobře kontrolovat a řídit výslednou kvalitu redukováného povrchu.

Abychom mohli redukovat jen ty hrany, které mají relativně nejmenší vliv na popis geometrie povrchu modelu, musíme zvolit vhodné kritérium (error metrics). Hodnota kritéria by měla charakterizovat, jak se redukováný povrch lokálně liší od původního povrchu (s jakou chybou) nebo jaká chyba vznikne eliminací ohodnocené hrany. Podle zvoleného kritéria jsou všechny hrany následně seřazeny. Eliminace pak probíhá v pořadí od hran s nejmenší hodnotou kritéria (chybou).

V případě použité metody [13] je pro vrchol modelu definováno kritérium jako součet druhých mocnin vzdáleností vrcholu modelu od rovin sdílených trojúhelníků. Kritérium pro eliminaci hran je pak definováno jako potenciální chyba vzniklá její eliminací do nového vrcholu.

Vztahy pro výpočet hodnoty kritéria jsou definovány následovně [13]:

$$\begin{aligned} u &= [u_x \ u_y \ u_z \ 1]^T & - & \text{homogenní souřadnice vrcholu modelu} \\ \mathbf{r} &= [a \ b \ c \ d]^T & - & \text{rovina sdíleného trojúhelníku kolem uzlu} \\ & & & a \cdot x + b \cdot y + c \cdot z = 0, \ a^2 + b^2 + c^2 = 1 \end{aligned}$$

$$\Delta(u) = \Delta([u_x \ u_y \ u_z \ 1]^T) = \sum_{\mathbf{r} \in \text{plane}(u)} (\mathbf{r}^T \cdot u)^2 \quad (3.6)$$

$$\Delta(u) = \sum_{\mathbf{r} \in \text{plane}(u)} (u^T \cdot \mathbf{r}) \cdot (\mathbf{r}^T \cdot u) = \sum_{\mathbf{r} \in \text{plane}(u)} u^T \cdot (\mathbf{r} \cdot \mathbf{r}^T) \cdot u \quad (3.7)$$

$$\Delta(u) = u^T \cdot \left(\sum_{\mathbf{r} \in \text{plane}(u)} \mathbf{K}_{\mathbf{r}} \right) \cdot u = u^T \cdot \mathbf{Q}_{\mathbf{u}} \cdot u \quad (3.8)$$

$$\mathbf{Q}(\mathbf{u}) = \sum_{\mathbf{r} \in \text{plane}(u)} \mathbf{K}_{\mathbf{r}} \quad (3.9)$$

$$\mathbf{K}_{\mathbf{r}} = \mathbf{r} \cdot \mathbf{r}^T = \begin{pmatrix} a^2 & ab & ac & ad \\ ab & b^2 & bc & bd \\ ac & bc & c^2 & cd \\ ad & bd & cd & d^2 \end{pmatrix} \quad (3.10)$$

$\mathbf{Q}(\mathbf{u})$ je matice, která charakterizuje počáteční povrch modelu v okolí daného vrcholu. S její pomocí určíme chybu daného vrcholu $\Delta(u)$ vůči původnímu povrchu. Pro vrchol původního povrchu je hodnota chyby samozřejmě nulová. Postupnou redukcí hran dostáváme nové a nové vrcholy, pro něž již chyba nebude nulová a postupně poroste, jak se budou nové vrcholy vzdalovat od původního povrchu. Pro nový vrchol vzniklý redukcí hrany povrchu ($(u_1, u_2) \rightarrow u^*$) dostaneme jeho matici prostým součtem matic původních dvou vrcholů: $\mathbf{Q}^* = \mathbf{Q}_1 + \mathbf{Q}_2$.

Pro kvalitní redukcí hrany je ještě potřeba určit polohu nového vrcholu po eliminaci u^* . Nejjednodušší je postavit nový vrchol do středu redukované hrany nebo do některého z jejich vrcholů. Vybrat můžeme tu pozici, která má nejnižší hodnotu $\Delta(u)$. Efektivnější je určit takovou polohu nového vrcholu, pro který je nejmenší $\Delta(u)$, tedy minimalizací $\Delta(u)$: $\partial\Delta(u)/\partial x = \partial\Delta(u)/\partial y = \partial\Delta(u)/\partial z = 0$.

Pro optimální polohu nového vrcholu pak dostaneme [13]:

$$\begin{pmatrix} q_{11} & q_{12} & q_{13} & q_{14} \\ q_{12} & q_{22} & q_{23} & q_{24} \\ q_{13} & q_{23} & q_{33} & q_{34} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot u^* = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} \quad (3.11)$$

Tabulka 3.2: Parametry účinnosti redukce povrchu modelů (viz. obr. 3.22 a 3.23)

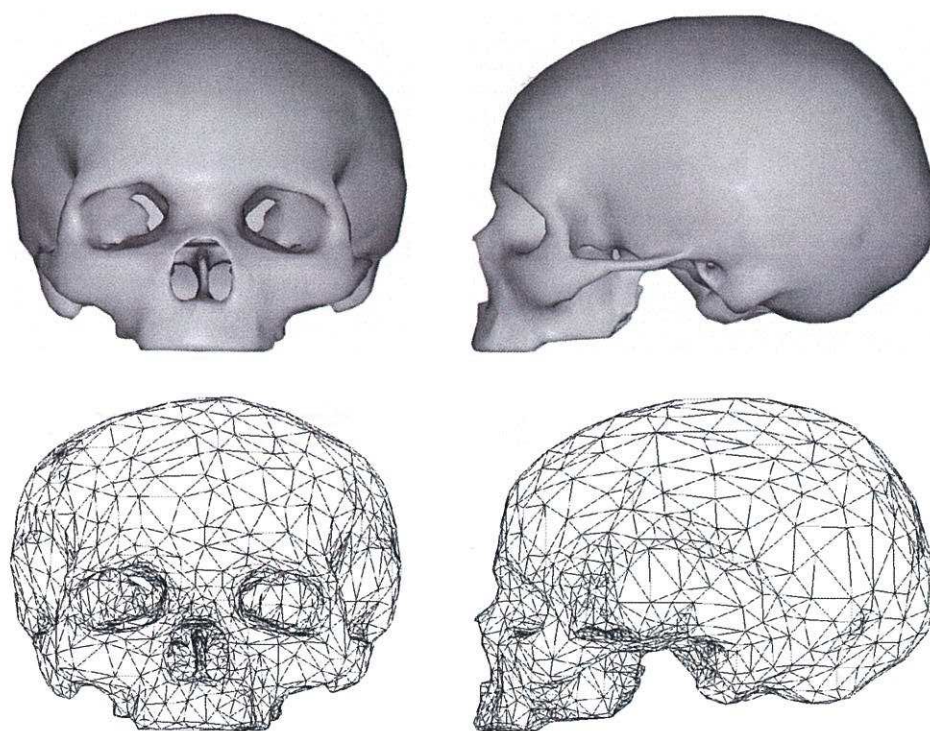
Model	Původní síť		Výsledná síť		Stupeň redukce [%]
	Počet uzlů	Počet Δ	Počet uzlů	Počet Δ	
Lebka	478 646	957 356	4 473	9 018	99.06
Čelist	56 714	113 420	1 256	2 508	97.79
Pánev	303 974	607 996	2 673	5 402	99.11
Steh. kost	63 266	126 528	405	806	99.36

$$u^* = \begin{pmatrix} q_{11} & q_{12} & q_{13} & q_{14} \\ q_{12} & q_{22} & q_{23} & q_{24} \\ q_{13} & q_{23} & q_{33} & q_{34} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}^{-1} \cdot \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} \quad (3.12)$$

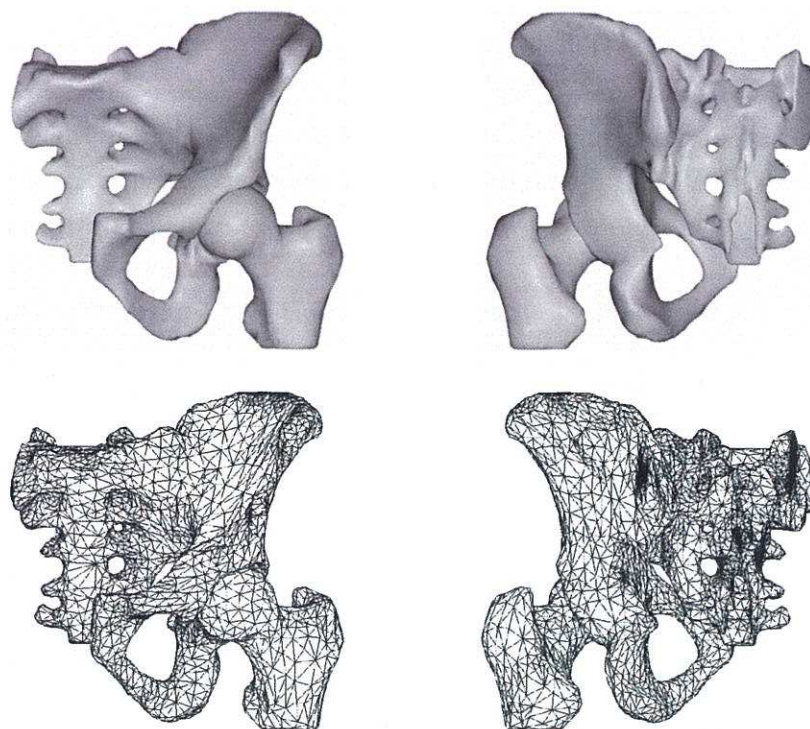
Není-li možné matici $Q(u)$ invertovat, pak musíme pro polohu nového vrcholu u^* použít střed redukované hrany nebo její vrcholy.

Postup použité metody redukce hran polygonálních modelů je následující [13]:

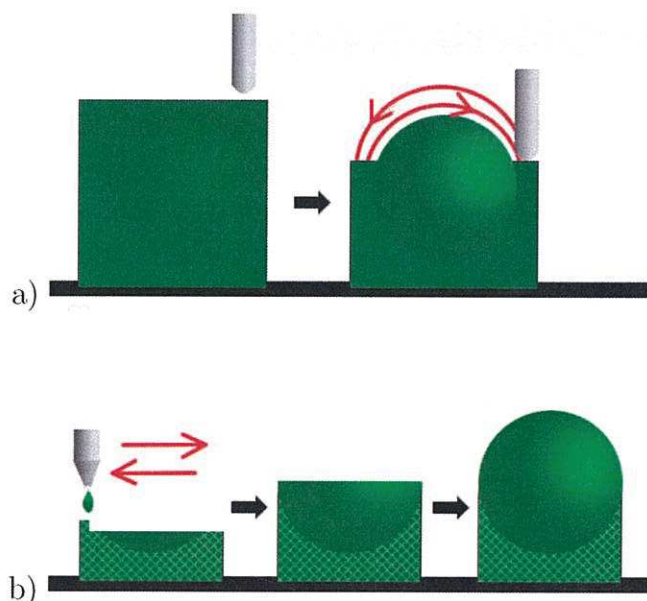
1. Výpočet matice Q pro všechny vrcholy redukovaného modelu
2. Výpočet optimálních vrcholů redukce pro všechny hrany modelu
3. Výpočet chyby optimálních vrcholů redukce pro všechny hrany modelu
4. Zařazení hran modelu do fronty podle hodnoty chyby potenciální redukce
5. Redukce hrany s nejnižší hodnotou chyby, podle fronty
6. Přepočítání chyby pro všechny hrany v okolí redukované hrany
7. Zařazení upravených hran do fronty
8. Opakování postupu od bodu 5, dokud nejmenší chyba nepřesáhne daný limit



Obrázek 3.22: Redukovaný model lebky.



Obrázek 3.23: Redukovaný model pánevní kosti a hlavice stehenní kosti.



Obrázek 3.24: Schéma dvou základních principů rychlé výroby prototypů: a) odebrání materiálu, CNC frézování, b) přidávání materiálu, 3D tisk.

3.5 Materializace modelů

Část klinických aplikací 3D geometrického modelování tkání je založena na virtuálním plánování a simulacích s využitím 3D počítačových modelů. Mnoho aplikací však vyžaduje tvorbu reálných (fyzických, materializovaných) modelů tkání (viz. kapitola 5). Tyto reálné modely můžeme chápat jako geometrické kopie tkání, které pak v klinické praxi slouží jako šablony a formy pro přípravu štěpů a implantátů, navigační pomůcky pro jejich přesné operační zavádění atd. V mnoha případech je pro lékaře také velmi přínosná možnost "ohmatat" si před vlastní operací rozměry a tvary tkání v těle pacienta.

Pro výrobu reálných modelů tkání existují technologie souhrnně nazývané: "Rapid prototyping" (rychlá výroba prototypů). Principiálně rozlišujeme dvě základní technologie výroby reálných modelů (viz. obr. 3.24):

- **Odebírání materiálu.** Většinou jde o klasické CNC frézování. Vstupem je blok materiálu, ze kterého je postupně materiál odebrán nástrojem (rotující frézou). Pohyb nástroje může být ve 3 až 5 osách (viz. obr. 3.24a).

Výhodou této technologie je relativní dostupnost (cena tříosého stroje od 100.000,- Kč), vysoká přesnost (0.01 – 0.001 mm) a velmi dobrá kvalita povrchu (až 1.6 μm). Obrábět je možné velkou škálu různých materiálů (vosk, plasty, kovy). Náklady na výrobu modelů se v podstatě rovnají ceně materiálů a režie provozu stroje.

Základní nevýhodou této technologie je velmi náročná příprava dat. Proces generování řídicího CNC kódu není automatický a vyžaduje určité zkušenosti. Druhou velkou nevýhodou jsou omezení vyrobiteľné geometrie (ne každá geometrie je takto vyrobiteľná). Materiál musí být na stroji nějak upnut. Do vnitřních, odvrácených a úzkých prostor se nástroj nedostane atd. Navíc má nástroj omezenou délku a průměr, což snižuje úroveň detailů.

- **Přidávání materiálu.** V tenkých vrstvách (0.1 – 0.01 mm) je postupně na sebe nanášen materiál do podoby výsledného modelu. Okolí modelu bývá většinou vyplněno pomocným materiálem, který lze nakonec snadno odstranit (viz. obr. 3.24b). Existuje několik technologií nanášení vrstev: laserové vytvrzování fotopolymery (STL), laserové spékání práškového materiálu (SLS), laserové řezání lepených fólií (LOM), přímý tisk polymeru (3D printing), lepení práškového materiálu tiskem lepidla (ZCorporation), atd. Přesnost a kvalita povrchu vyrobených modelů je dána především tloušťkou nanášených vrstev.

Výhodou této technologie je možnost vyrobit prakticky jakoukoli geometrii modelu, i nerozebíratelnou včetně vnitřních dutin. Druhou zásadní výhodou jsou prakticky nulové nároky na přípravu dat pro výrobu. Je-li k dispozici korektní 3D geometrický popis modelu, lze velmi rychle a plně automaticky vygenerovat veškerá potřebná řídicí data.

Základní nevýhodou této technologie jsou relativně vysoké náklady na pořízení zařízení (cena stroje, reálně od 1 mil. Kč) a poměrně velké provozní náklady (cena materiálu, pomocný materiál, technologie). Další podstatnou nevýhodou je omezení pouze na jeden nebo několik málo specifických materiálů vázaných na používanou technologii (konkrétní fotopolymery pro STL, PP pro SLS, sádrový kompozit pro ZCorporation atd.).

Každá z uvedených technologií má své specifické vlastnosti, výhody a nevýhody. Volba vhodné technologie pro výrobu reálných modelů tkání závisí na konkrétních podmínkách a požadavcích dané aplikace, například:

- Jestliže je rozhodující konkrétní materiál modelu, je většinou nutné použít frézování, které má širší materiálové možnosti. To se týká většinou implantátů vkládaných do těla.

Není-li možné požadovaný materiál přímo frézovat (vlastnosti, sterilita) nebo vyrobit 3D tiskem, je možné vyrobit alespoň šablonu nebo formu a v ní následně vytvarovat požadovaný model (viz. kapitola 5.4). Výroba formy je možná oběma technologiemi, podle požadavků na přesnost a kvalitu povrchu.

- Je-li rozhodující přesnost nebo kvalita povrchu modelu, je pravděpodobně opět vhodným kandidátem frézování. Týká se to například aplikací ve stomatologii.

- Jde-li především o rychlost výroby modelu pro případy akutních pacientů, je nejvhodnější použití některé technologie Rapid prototyping. Přesnost modelu a kvalita povrchu je potom kompromisem. Použití specifického materiálu lze řešit výrobou formy nebo navigačních pomůcek. Model může být vyroben a připraven pro klinické použití již 2 – 6 hodin po CT/MR vyšetření, podle velikosti a složitosti modelu, podle kontrastu tkání atd.
- Pokud je hlavním faktorem cena výroby modelu, je potřeba zvážit všechny možné technologie, vzhledem ke konkrétní aplikaci.

Frézování má obecně nižší pořizovací a provozní náklady. Je však náročné na přípravu dat. Složité modely a jednotlivé kusy jsou proto nakonec celkově dražší.

Rapid prototyping má vyšší pořizovací a provozní náklady. Náklady na přípravu dat jsou však prakticky nulové, takže pro složité modely a velký počet modelů může být nakonec výhodnější.

Pro realizaci našich klinických aplikací s využitím reálných modelů tkání (viz. kapitola 5) jsme měli k dispozici obě uvedené základní technologie.

Na frézování jsme využívali 5 osou frézku AZK C-442 CNC 5D (viz. obr. 3.25). Její základní parametry jsou následující:

- krok 0.006 mm, opakovatelná přesnost 0.01 mm
- rychlost posuvů až 3 m/min, otáčky vřetena až 30 000,- min
- pracovní objem 450 x 450 x 250 mm
- pracovní materiál - plasty a barevné kovy
- řízení přes PC, rozhraní RS 232, CNC kódy - APT, ISO
- energie 230 V, 6 A

Pro 3D tisk máme k dispozici Rapid prototyping zařízení ZPrinter Z310 firmy ZCorporation (viz. obr. 3.26). Jeho parametry jsou následující:

- tloušťka vrstvy 0.1 mm, XY rozlišení 300 DPI
- pracovní materiál - impregnovaný sádrový kompozit
- pracovní objem 250 x 250 x 200 mm
- řízení přes PC, rozhraní RS 232, USB, Ethernet, datový formát STL
- energie 230 V, 3 A



Obrázek 3.25: 5D frézka používaná pro výrobu reálných modelů tkání.



Obrázek 3.26: 3D tiskárna používaná pro výrobu reálných modelů tkání, ZCorporation ZPrinter Z310.

Kapitola 4

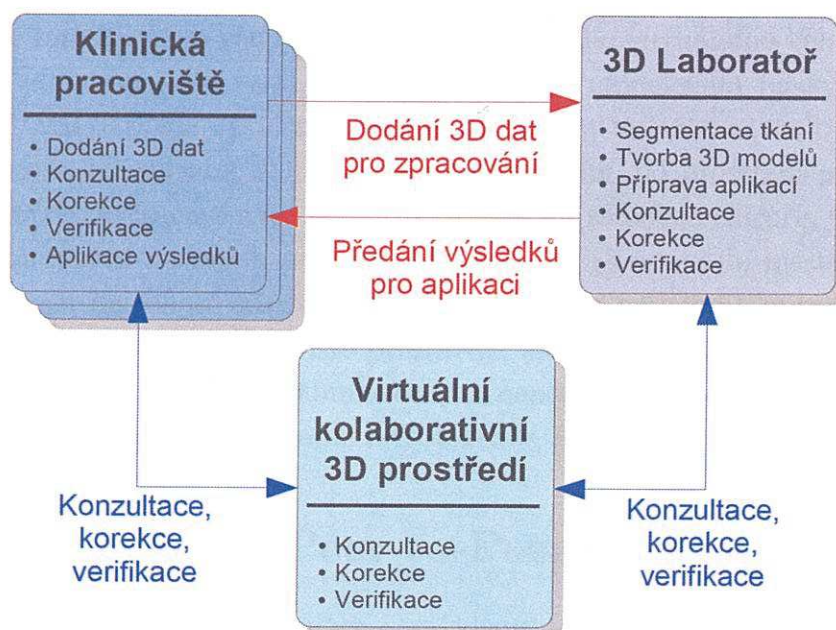
Virtuální síťové kolaborativní prostředí

Přestože je v současné době k dispozici již poměrně široká paleta počítačových programů a nástrojů pro 3D geometrické modelování lidských tkání (komerčních, akademických i open source), jsou tyto techniky v klinické praxi používány jen velmi málo a to jak u nás, tak ve světovém měřítku. Přesto většina lékařů oceňuje přínos 3D geometrického modelování tkání pro klinickou praxi. Pravděpodobné důvody tohoto stavu jsou následující:

- Časová náročnost přípravy klinických aplikací 3D geometrických modelů tkání
- Relativně vysoké počáteční investice do počítačového a programového vybavení pro zřízení 3D pracoviště (pracoviště zajišťující tvorbu a aplikace 3D geometrických modelů tkání)
- Velká náročnost na technickou a medicínskou kvalifikaci pracovníků pro přípravu 3D geometrických modelů tkání a jejich aplikací
- Relativně nízká míra využití 3D pracoviště na jednom klinickém pracovišti, v jedné nemocnici

Výsledkem v klinické praxi pak je, že jedno lokální klinické pracoviště nebo lokální nemocnice většinou nebude provozovat 3D pracoviště, protože je to příliš náročné (finančně, personálně, časově). Míra využití tohoto pracoviště, lokální počet vhodných pacientů, bude poměrně nízký. K tomu se navíc ještě připojují praktické problémy s financováním našeho zdravotnictví.

Absolutní většina těchto v současné době existujících 3D počítačových systémů však pracuje lokálně, pouze na jednom lokálním pracovišti. Postup celé přípravy klinických aplikací za podpory 3D modelování tkání (3D aplikace) se typicky skládá z následujících kroků:



Obrázek 4.1: Schéma 3D laboratoře síťově integrované do podoby virtuálního kolaborativního prostředí

- Získání CT/MR dat z PACS systému
- Segmentace tkání a tvorba jejich 3D modelů
- Příprava požadovaných klinických aplikací (plánování, simulace, navigace)
- Konzultace, korekce a schválení výsledků se zainteresovanými odborníky

Vše potřebné pro realizaci příslušné klinické aplikace je tak na jednom místě: CT/MR data v systému PACS, zainteresovaní odborníci (radiolog, chirurg, technik atd.), realizační klinické pracoviště, pacient atd. Není zde tedy žádný technický ani organizační problém v komunikaci, přenosu dat atd. V praxi si však pouze některé velké nemocnice nebo univerzitní pracoviště mohou dovolit provozovat vlastní 3D pracoviště, které je technicky i personálně schopné zvládnout celý proces přípravy 3D aplikací.

Jedním z možných řešení tohoto problému je příprava 3D aplikací samostatným specializovaným pracovištěm (3D laboratoř). Tato 3D laboratoř by poskytovala off-line služby ostatním klinickým pracovištím na základě dodaných CT/MR dat. Problém nastává v okamžiku, kdy je potřeba technicky připravené 3D aplikace konzultovat, korigovat a schválit odborným lékařem. Jsou-li 3D laboratoř, realizující klinické pracoviště, konzultanti atd. od sebe prostorově vzdáleni (od ~ 10 km), je uvedená koncepce 3D laboratoře prakticky nepoužitelná.

Proto se tato kapitola věnuje problematice síťového virtuálního kolaborativního prostředí (VCE) (viz. obr. 4.1) zaměřeného na 3D modelování lidských tkání na základě CT/MR dat. Jde v podstatě o nástroj, který by umožňoval realizovat konzultace, korekce a schvalování 3D aplikací ve virtuálním 3D prostředí integrovaném prostřednictvím počítačové sítě. Jednotliví účastníci (radiolog, chirurg, technik atd.) by tak mohli zůstat na svých pracovištích, v různých budovách, městech nebo regionech. S využitím tohoto nástroje by bylo možné plně realizovat koncepci 3D laboratoře, která pro klinická pracoviště připravuje individuální 3D aplikace. Současné PACS systémy tuto požadovanou funkcionalitu neposkytují. Pro realizaci VCE máme principiálně k dispozici dvě základní architektury, Peer-to-Peer a Klient-Server.

4.1 Architektura Peer-to-Peer

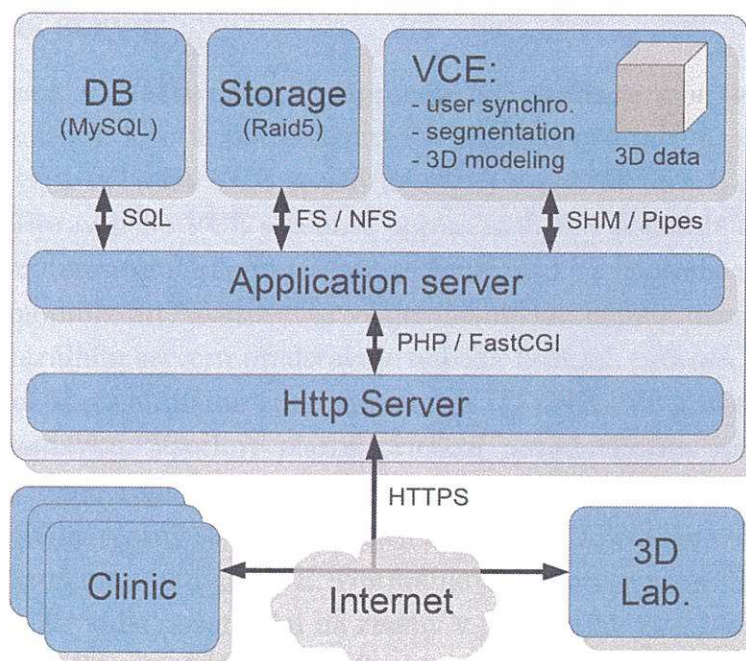
Architektura Peer-to-Peer (všichni zapojení klienti komunikují přímo se všemi ostatními klienty) je první ze dvou základních možností, jak realizovat síťové kolaborativního prostředí pro 3D geometrické modelování lidských tkání.

Pro realizaci kolaborativního síťového prostředí jsme využili C++ knihovnu OpenVCE vyvinutou na FIT VUT v Brně [34]. Tato knihovna umožňuje automatickou synchronizaci stavu a zobrazení celého 3D grafu scény postaveného na knihovně OpenInventor (C++ nadstavba knihovny OpenGL). Knihovna OpenVCE realizuje síťovou Peer-to-Peer komunikaci klientů na bázi TCP/IP přes SSL sockety.

Vlastnosti architektury Peer-to-Peer s využitím knihovny OpenVCE jsme prakticky ověřili relativně snadnou modifikací našeho programového systému MediView (viz. obr. 4.3). Změnili jsme systém 3D zobrazení CT/MR dat a 3D modelů tkání z původního využití základní knihovny OpenGL na knihovnu OpenInventor (GPL implementace COIN3D). Vznik kolaborativního prostředí je pak automaticky zajištěn použitím knihovny OpenVCE, na úrovni scény OpenInventoru. Pouze je potřeba zajistit synchronizaci negrafických dat, které jsou součástí popisu dat vyšetření pacienta (jméno a ID pacienta, parametry interpretace CT/MR dat, atd.)

4.2 Architektura Klient-Server

Druhou základní možností realizace síťového virtuálního kolaborativního prostředí je architektura Klient-Server. (viz. obr. 4.2). Klienti VCE budou v tomto případě komunikovat prostřednictvím jednoho centrálního serveru.



Obrázek 4.2: Schéma kolaborativního prostředí architektury Klient-Server

4.2.1 Koncepte centrálního serveru

Centrální server je vhodné vybudovat, z důvodu maximálního využití již existujících technologií, na třívrstvé architektuře. Komunikace mezi serverem a klienty pak bude probíhat prostřednictvím protokolu HTTP/HTTPS. Spojení na straně serveru bude zajišťovat standardní WWW server. Klienti pak využijí standardní HTTP/HTTPS knihovny (viz. obr. 4.2).

Aplikační vrstva serveru se může skládat ze skupiny malých specializovaných modulů, implementovaných podle požadavků na výkon v PHP (připojení databáze, storage) nebo C++/FactCGI (VCE modul). Vývoj celého Klient-Server VCE systému se tak může zaměřit na vlastní VCE řešení. Pro zbývající části řešení serveru (databáze, storage, síťová komunikace, HTTPS protokol atd.) jsou použity obecně používané, odladěné a bezpečné produkty (Apache, MySQL, PHP, Linux, SSL šifrování atd.). V případě požadavků na nasazení celého systému v podmínkách kritické bezpečnosti a spolehlivosti není problém přejít na certifikovaná řešení renomovaných firem (Sun, IBM, HP, Oracle atd.).

Díky integraci databáze pacientů a úložiště CT/MR dat na centrálním serveru je automaticky vyřešen také problém jejich synchronizace, archivace a zprávy verzí. S centrálním serverem je možné pracovat i lokálně. Klient si může vzdáleně stáhnout data vybraného pacienta, provede off-line celý proces přípravy 3D aplikací a výsledky uloží opět na server.

4.2.2 VCE server

Všechna zdrojová CT/MR data a připravené 3D aplikace jsou tedy uložena na serveru. V okamžiku, kdy je potřeba provést jejich konzultace a ověření, stačí na centrálním serveru vytvořit VCE sezení (session) a nahrát do něj data vybraného pacienta. Do připraveného VCE sezení se potom mohou v podstatě odkudkoli vzdáleně připojit zainteresovaní klienti (lékaři, technici, atd.) a společně s daty pracovat: prohlížet je a modifikovat, ukazovat si vzájemně oblasti zájmu, označovat je atd.

VCE na centrálním serveru představuje několik běžících procesů, které obsluhují vlastní pracovní kopii aktuálně zpracovávaných CT/MR dat a fronty vstupních a výstupních požadavků. Všechny platné příchozí požadavky na změnu aktuálních dat VCE jsou ihned replikovány do jejich pracovní kopie na serveru, která tak představuje aktuální platný stav VCE. Všichni připojení klienti jsou synchronizováni vůči tomuto aktuálnímu stavu VCE. Normálně si klienti synchronizují stav svých lokálních kopií dat podle požadavků na změny v pořadí, jak jsou uloženy na serveru ve frontách. Dojde-li ke zpoždění některého klienta, například kvůli výpadku spojení nebo k připojení nového klienta, načte si tento klient aktuální stav dat VCE z jejich pracovní kopie na serveru.

Díky multitaskingovému charakteru práce WWW serveru je VCE také multitaskingové. S jedním VCE může bezpečně komunikovat najednou více klientů, teoreticky neomezený počet. Zároveň může být najednou aktivních několik různých VCE sezení. Při rostoucích požadavcích na počet současně připojených klientů nebo počet současně běžících VCE není problém výkon a kapacitu celého řešení rozšiřovat (škálovat), díky jeho modulární architektuře, jak je to dnes běžné u současných WWW aplikací.

Velký objem přenášených dat je pouze na počátku, kdy se do VCE připojují klienti a synchronizují si počáteční aktuální stav zpracovávaných dat. Největší objem z toho mají zdrojová CT/MR data, která pro naše aplikace můžeme pokládat za read-only. Datovou špičku na počátku práce s VCE lze tedy efektivně omezit zálohováním již jednou načtených dat na lokálních discích klientů s identifikací například pomocí jejich hash hodnoty. V průběhu práce s VCE je teoretický objem přenášených dat relativně malý, řádově 1 100 kB/s.

Největším obecným problémem kolaborativních systémů je zpoždění počítačové sítě. Vzhledem k tomu, že chceme komunikovat přes obecnou síť internet, nejsou parametry sítě zaručeny, což může ovlivnit plynulost práce celého systému. Tento problém řešíme oslabením požadavků na VCE. Naše aplikace jsou svým způsobem specifické. Nejedná se o procházení virtuálního světa, který klienti sdílí. Nepotřebujeme tedy řešit konflikty v časové návaznosti generovaných změn, aby se klienti mohli "přetahovat" o nějaký objekt ve 3D scéně (změna zobrazení scény, změna polohy objektů, změna v datech objektů, atd.). Zavedli jsme proto pro naši

potřebu omezující nároky na VCE, které zajistí, že změny v datech scény a jejím zobrazení může u jednoho VCE generovat v daném okamžiku pouze jeden připojený klient (master). Ostatním klientům (slave) se provedené změny projeví po nejbližší periodické synchronizaci (s periodou v řádech stovek milisekund). Roli hlavního klienta (master) si klienti mezi sebou podle potřeby vyměňují, na požádání, podle časového využití atd.

4.2.3 VCE klient

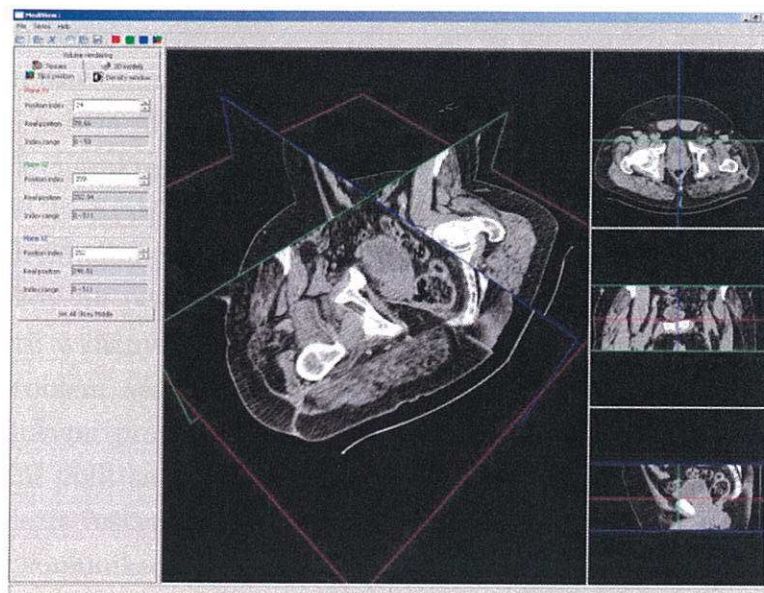
Jako grafické klienty pro práci s VCE použijeme modifikaci našeho současného systému MediView (viz. obr. 4.3). Jedná se o "tlustého" klienta, který má vlastní plnou kopii zpracovávaných dat. Klienti sami zajišťují interpretaci, 3D zobrazení, interakci, změny dat. Server zajišťuje pouze synchronizaci dat a parametrů jejich zobrazení. Spojení se serverem vyvolává vždy klient, který předkládá své požadavky nebo změny a čeká na odpověď. Klienti se periodicky dotazují serveru (s periodou v řádech stovek milisekund), jestli nejsou nějaké nové změny ve stavu dat. Pokud ano, provedou jejich synchronizaci a replikaci do vlastní kopie dat. Podle požadavků mohou existovat různé verze klientů pro práci ve VCE. Jednodušší verze budou pouze zobrazovat aktuální stav dat, pokročilejší verze bude umožňovat také generování změn v datech, modifikace 3D dat a modelů tkání.

Souběžně s prací ve VCE je vhodné používat další síťové hlasové/video komunikační prostředky, jako je NetMeeting, Skype, VOIP atd. Přístupová práva do systému řeší prioritně WWW server. Přístup k uloženým pacientů a jejich CT/MR datům je řešen na úrovni použité SQL databáze.

4.2.4 Implementace Klient-Server

Aktuální verze grafických klientů systému MediTools je vytvořena v C++ a pro zobrazení používá C++ knihovnu OpenSceneGraph (C++ nadstavba OpenGL, podobná OpenInventoru). Komunikační server je postaven na WWW serveru Apache, data pacientů obsluhuje databáze MySQL. Aplikační server je vytvořen podle požadavků na výkon v PHP nebo C++/ FastCGI.

V současné době je implementována základní infrastruktura celého systému: komunikační HTTP/HTTPS knihovna s C++ rozhraním pro klienty a aplikační moduly VCE serveru, včetně jednotného binárního a textového kódování dat (GELD); aplikační PHP moduly pro práci s databází klientů a jejich CT/MR daty; základní funkčnost VCE pro synchronizaci parametrů zobrazení 3D scény (pohyb s kamerou, pohyb multiplanárními řezy, parametry zobrazení CT/MR dat atd.).



Obrázek 4.3: Uživatelské rozhraní systému MediViewVCE

4.3 Testování

Testování bylo zatím prováděno ve třech úrovních. První úroveň bylo lokální testování v simulovaných podmínkách na FIT VUT v Brně. Prováděla se simulace zátěže systému, datové propustnosti, vlivu zpoždění sítě a reakcí na limitní a chybové stavy (výpadek spojení, ztráta synchronizace, počet klientů, datové špičky, atd.).

Druhou úrovní testování bylo ověřovací provozování VCE systému v regionu Brna mezi FIT VUT v Brně a LF MU v Brně, konkrétně Stomatologickou klinikou a Klinikou zobrazovacích metod FN u sv. Anny v Brně.

Třetí úrovní testování bylo ověřovací provozování VCE systému mezi FIT VUT v Brně a FN Olomouc, Klinika plastické chirurgie. Další příležitostí bylo spojení mezi FIT VUT v Brně a FN Ostrava, Neurochirurgická klinika.

Aktuálně běží testovací server na následující hardwarové konfiguraci: 2 x Intel Xeon 2,1 GHz (dual core), celkově 4 GB RAM, Raid 5 diskové pole 4,3 TB, SATA. Server je připojen na pátevní síť 1 Gbit. Umístění serveru je na FIT VUT v Brně.

4.4 Výsledky

4.4.1 Architektura Peer-to-Peer

Fungování VCE systému realizovaného architekturou Peer-to-Peer v rámci lokální sítě bylo bez větších problémů. Při použití současné verze knihovny OpenVCE byl však pro smysluplný běh VCE limitující počet současně připojených klientů.

Maximální použitelný počet současně připojených klientů byl šest. Pro více klientů nebo při komunikaci mimo lokální síť se začalo velmi vážně projevovat zpoždění sítě a práce s VCE nebyla plynulá, začínala se ztrácet synchronizace dat.

Vzhledem k charakteru komunikace byla také problematická počáteční synchronizace stavu VCE. Systém totiž neřeší centrální ukládání dat a tím jejich dostupnost všem. Individuální změny (off-line) u jednotlivých uživatelů byly pouze lokální a musely se vždy na počátku distribuovat všem. Mohlo tak také snadno dojít ke vzniku konfliktů v různých verzích zpracovávaných dat.

Největší problém však byl při komunikaci mezi 3D laboratoří na FIT VUT v Brně a klinickými pracovišti, která byla většinou součástí fakultních nemocnic. IT bezpečnostní politika těchto nemocnic je většinou "paranoidní", takže se snaží maximálně omezit veškerou nestandardní komunikaci mimo nemocnice. Naše snaha o Peer-to-Peer komunikaci vně nemocnice přes SSL sokety byla proto striktně odmítnuta. Prakticky jediným přijatelným způsobem komunikace mimo nemocnici byla standardní HTTPS spojení na daný "bezpečný" ověřený server.

4.4.2 Architektura Klient-Server

Fungování VCE systému realizovaného architekturou Klient-Server bylo ve všech úrovních testování vyrovnané. Vzhledem k omezeným požadavkům na VCE systém nemělo zpoždění sítě, ani při vzdálené komunikaci mezi městy, žádný podstatný význam. Totéž platí pro datovou propustnost sítě. Datové nároky se reálně pohybovaly na úrovni desítek kB/s.

Vzhledem ke komunikaci všech klientů pouze s VCE serverem, je automaticky odstraněn problém s bezpečnostní politikou nemocnic. Je tak splněna podmínka komunikace mimo nemocnici pouze na vyhrazený server přes protokol HTTPS. Komunikaci při tom není kdykoli problém přesměrovat na vlastní vyhrazený port (mimo standardní port 80) nebo přes vyhrazenou linku nebo VPN spojení.

Jako úzké hrdlo se ukázalo zpracování vstupních a výstupních událostí v rámci VCE modulu aplikačního serveru. Tato záležitost měla podstatný vliv na zatížení severu a tím odezvu a rychlost celého VCE systému z pohledu připojených klientů.

4.5 Závěry

V současné době ještě není hotova kompletní implementace VCE systému na bázi architektury Klient-Server. Přesto je možné z dosavadních výsledků konstatovat, že pro daný účel kolaborativní síťové komunikace mezi nezávislým technickým 3D pracovištěm a různými klinickými pracovišti v rámci celé České republiky, je nejvhodnější právě koncepce s architekturou Klient-Server.

Díky třívrstvé architektuře aplikačního serveru je možné maximálně využít již existující standardní knihovny a prostředky (HTTPS, WWW server, DB, Storage atd.) a plně se soustředit na vlastní VCE řešení a 3D klienty. V současné implementaci Klient-Server VCE systému provádí zpracování vstupních a výstupních událostí pouze jedno vlákno na jedno VCE sezení. Pro zvýšení efektivity, výkonu a odezvy VCE serveru bude potřeba upravit VCE modul aplikačního serveru na asynchronní vícevláknové paralelní zpracování událostí.

Architektura Peer-to-Peer je vhodná především pro aplikace v rámci lokální sítě. Realizace této architektury na bázi knihovny OpenInventor s podporou knihovny OpenVCE je velmi snadná, přímočará a rychlá. Řešení je však citlivé na zpoždění sítě a počet současně připojených klientů. Problémem také může být počáteční synchronizace relativně velkých CT/MR dat.

Do budoucna je potřeba se v této problematice zaměřit na následující oblasti:

- Dokončení kompletní implementace VCE serveru a 3D klientů
- Implementace asynchronního vícevláknového paralelního zpracování událostí VCE modulu pro lepší škálovatelnost celkového výkonu
- Implementace silnější identifikace klientů, certifikáty
- Elektronické podepisování vstupních dat
- Elektronické podepisování a autorizace připravených 3D aplikací a provedených změn v datech
- Hledání dalších oblastí potenciálního klinického nasazení

Tento výzkum a vývoj v oblasti Virtuálního kolaborativního prostředí pro aplikace v medicíně je realizován v rámci výzkumného záměru Cesnetu: "Optická síť národního výzkumu a její aplikace".

V současné době jsou zvažovány možnosti klinické aplikace vyvíjeného VCE systému v oblasti Stomatologie pro virtuální 3D konzultace a navigace v Implantologii a Maxilofaciální chirurgii.

Kapitola 5

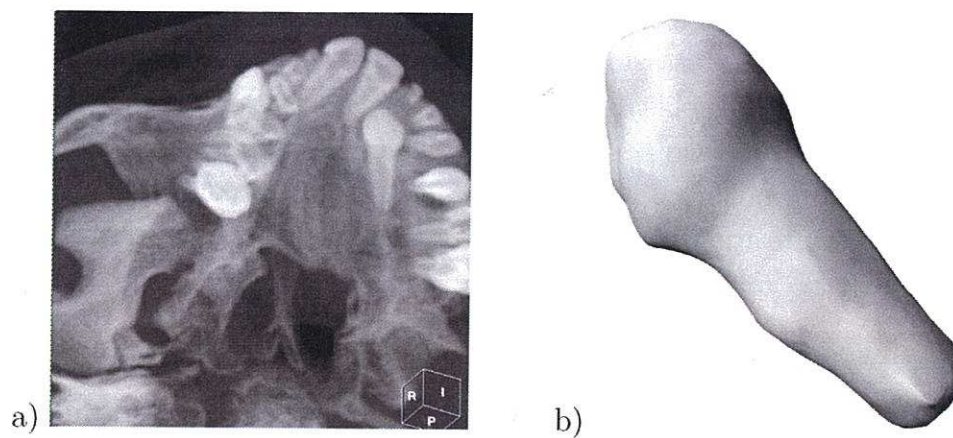
Klinické aplikace

5.1 Stomatologie

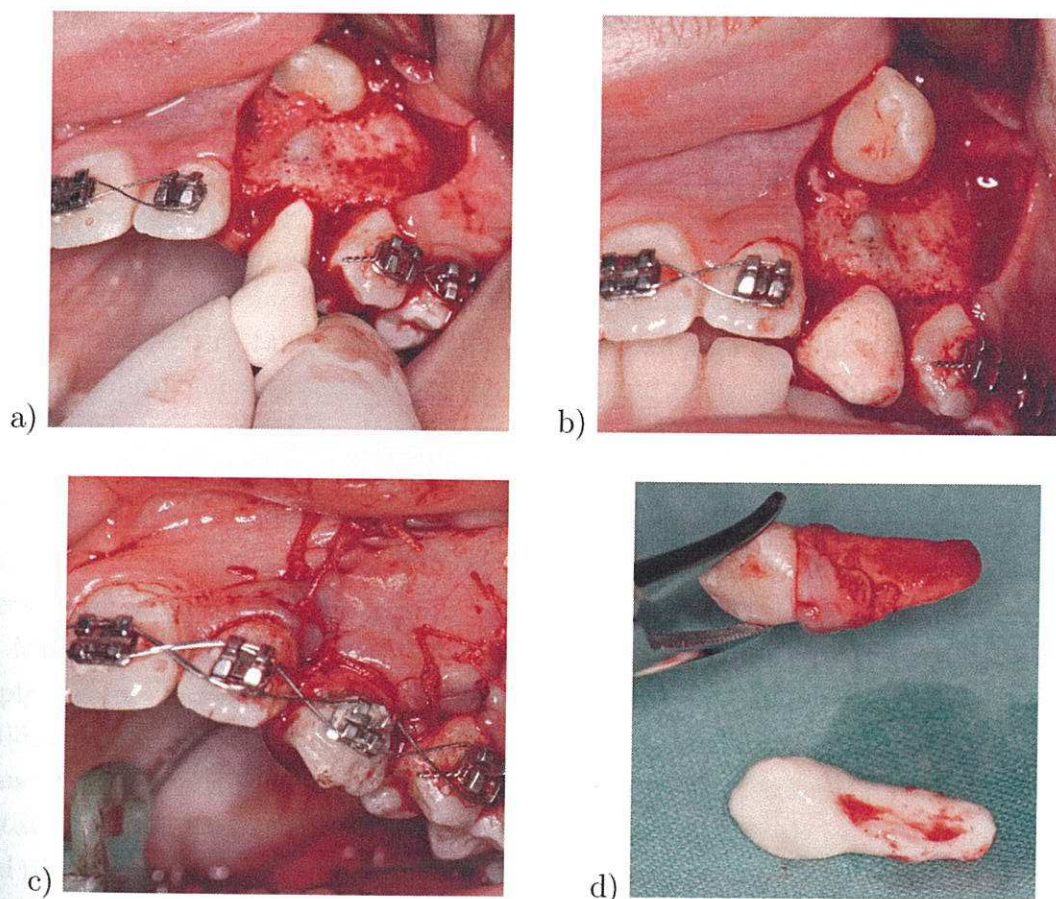
U dětských pacientů někdy dochází k poruše růstu některých zubů, kdy tyto zuby rostou na špatném místě (uvnitř čelistí, na bradě atd.) nebo špatným směrem (horizontálně, zešikma, vysoko atd.), retinované zuby (viz. obr. 5.1a). Tyto případy je často možné korigovat "autotransplantací", tedy vyjmutím postiženého zubu a jeho přesazením na správné (vhodné) místo. Pokud není replantovaný zub dlouhou dobu mimo tělo a není poškozena vrstva jeho růstových buněk, pak mají tyto operace relativně velmi vysokou úspěšnost. U dětí se tyto zuby opět "chytanou" a chovají se jako normálně rostlé zuby [8].

Na základě provedených diagnostických CT vyšetření je možné vytvořit 3D model retinovaného zubu (viz. obr. 5.1b). Na 3D tiskárně nebo frézováním je poté možné vyrobit jeho "přesnou" kopii. Během vlastní autotransplantační operace je potom nové lůžko zubu připravováno s pomocí kopie zubu. Teprve, když je vše nachystáno, je živý zub vyjmut z těla a usazen do připraveného lůžka (viz. obr. 5.2). Bez použití kopie transplantovaného zubu se příprava lůžka provádí s vlastním živým zubem. V tomto případě byl zub mimo tělo pouze několik sekund a do připraveného lůžka byl vsunut pouze jednou, takže se snížilo riziko poškození nebo odření jeho růstových buněk [23].

Další možností uplatnění techniky autotransplantace zubů s využitím 3D modelů je plánování a podpora chirurgického řešení situace post traumatických pacientů (viz. obr. 5.3 a 5.4). V tomto případě pacient přišel úrazem o dva přední horní zuby (1 a 2) a další zub (3) byl výrazně posunut. Ortodontickou léčbou byly korigovány deformace zubního oblouku. Následně byl do vzniklé mezery chirurgicky "přesazen" zub 5, na který bude později umístěna vhodná korunka (viz. obr. 5.4).



Obrázek 5.1: Virtuální modely zubu: a) volume rendering horní čelisti zobrazující původní stav, b) 3D geometrický model retinovaného zubu, počítačové zobrazení.



Obrázek 5.2: Fotografie z průběhu autotransplantační operace: a) příprava nového lůžka zubu s použitím kopie, b) kontrola připraveného lůžka s použitím kopie, c) závěr operace, živý zub je umístěn a fixován v nové pozici. d) porovnání živého zubu (nahore) a jeho kopie (dole)

Na základě provedeného diagnostického CT vyšetření byl vytvořen komplexní 3D geometrický model horní čelisti včetně zubů (viz. obr. 5.3). Pro další doplnění geometrických informací a srovnání se stavem povrchu měkkých tkání (dásně) bylo ještě provedeno 3D skenování otisku horní čelisti stejného pacienta. Všechny vytvořené modely byly následně složeny dohromady pro potřeby plánování dalšího ošetření a přípravy následného chirurgického zákroku. Pro podporu autotransplantačního zákroku byla opět vyrobena přesná kopie přenášeného zubu, která byla použita během vlastní operace pro přípravu nového zubního lůžka [9].

Uvedené operace byly provedeny na Stomatologické klinice ve FN u sv. Anny v Brně. Aplikace byly připraveny a realizovány ve spolupráci s MUDr. P. Černochovou Ph.D., MUDr. K. Kaňovskou. Zatím bylo uskutečněno 12 operací tohoto druhu a dosud byly všechny úspěšné.

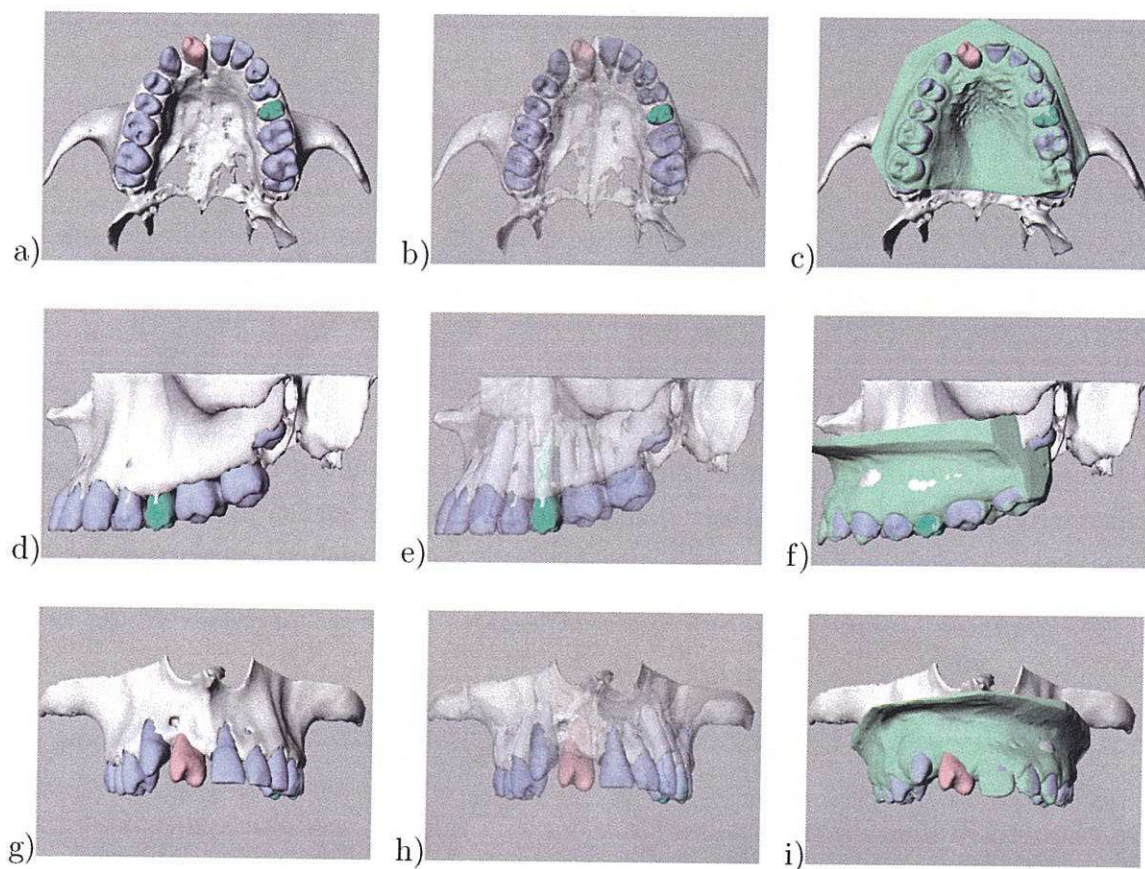
Dále je možné uplatnit 3D geometrické modelování ve stomatologii pro plánování a simulaci zavádění implantátů v komplikovaných případech nedostatku kostní tkáně nebo deformace čelisti (viz. obr. 5.5). Přípravuje se také podpora rekonstrukčních operací komplikovaných případů rozštěpu patra (viz. obr. 5.6) [23].

5.2 Plastická a estetická chirurgie

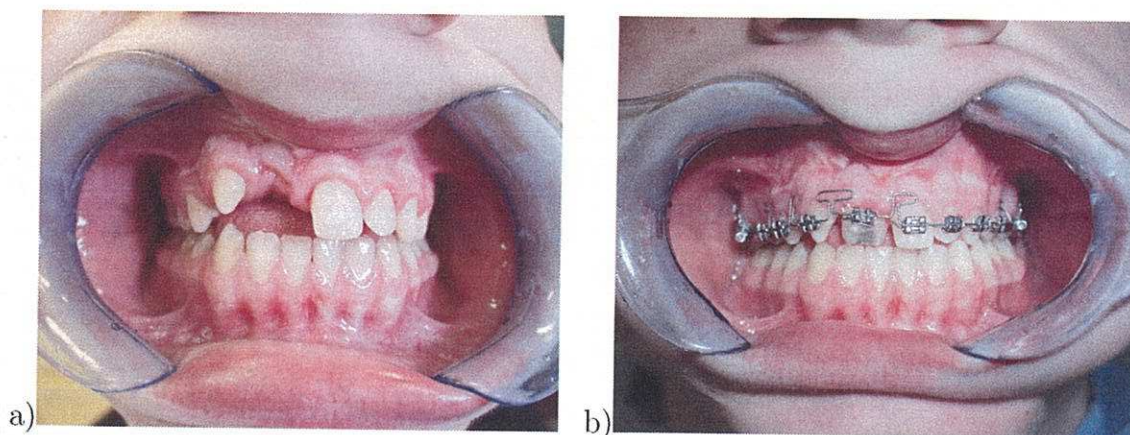
Následkem úrazů nebo různých onemocnění dochází někdy k zasažení, deformaci oblasti obličeje. Pro takto postiženého pacienta se jedná o velmi citlivou záležitost, protože obličej má v našem životě nezastupitelné místo jak z hlediska funkčního, tak estetického a sociálního. Proto je přesnost a kvalita rekonstrukčních plastických operací v oblasti obličeje velmi důležitá. Možnost 3D geometrického počítačového plánování provedení vlastní operace má tak pro plastického chirurga neocenitelný význam. Jedná se také o neocenitelný prostředek komunikace lékaře s pacientem, který může dopředu vidět, jaký má být pravděpodobný výsledek plánované operace.

Mnoho plastických chirurgů používá pro plánování korekcí tvaru obličeje tužku a papír v kombinaci s fotografií a RTG snímky. Je možné použít také sádrový odlitek obličeje spolu s voskem nebo modelovací hmotou. Tyto techniky jsou však vždy pouze hrubým přiblížením, protože tak není k dispozici komplexní 3D informace o stavu tkání obličeje. Nejde při tom pouze o měkké tkáně, ale i o struktury skeletu pod nimi. Opět je tedy velmi výhodné použít komplexní 3D geometrické modelování měkkých tkání obličeje včetně struktur skeletu.

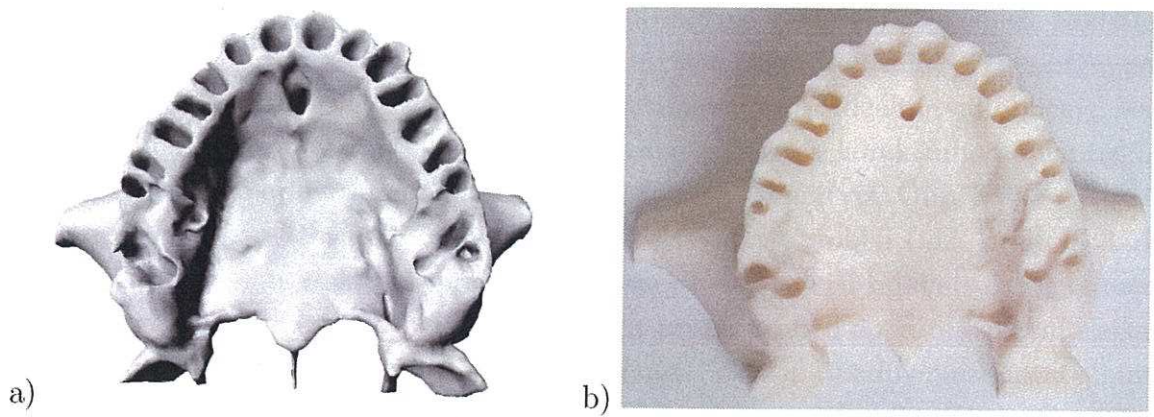
Častým případem jsou rekonstrukce obličeje u onkologických pacientů. V tomto příkladě se jednalo o pacienta po odstranění Retinoblastomu v dětství. Z toho důvodu je oblast levého oka silně atrofovaná (viz. Obr. 5.8). Na základě diagnostického CT vyšetření byly klasickým postupem (viz. kapitola 3) vytvořeny 3D



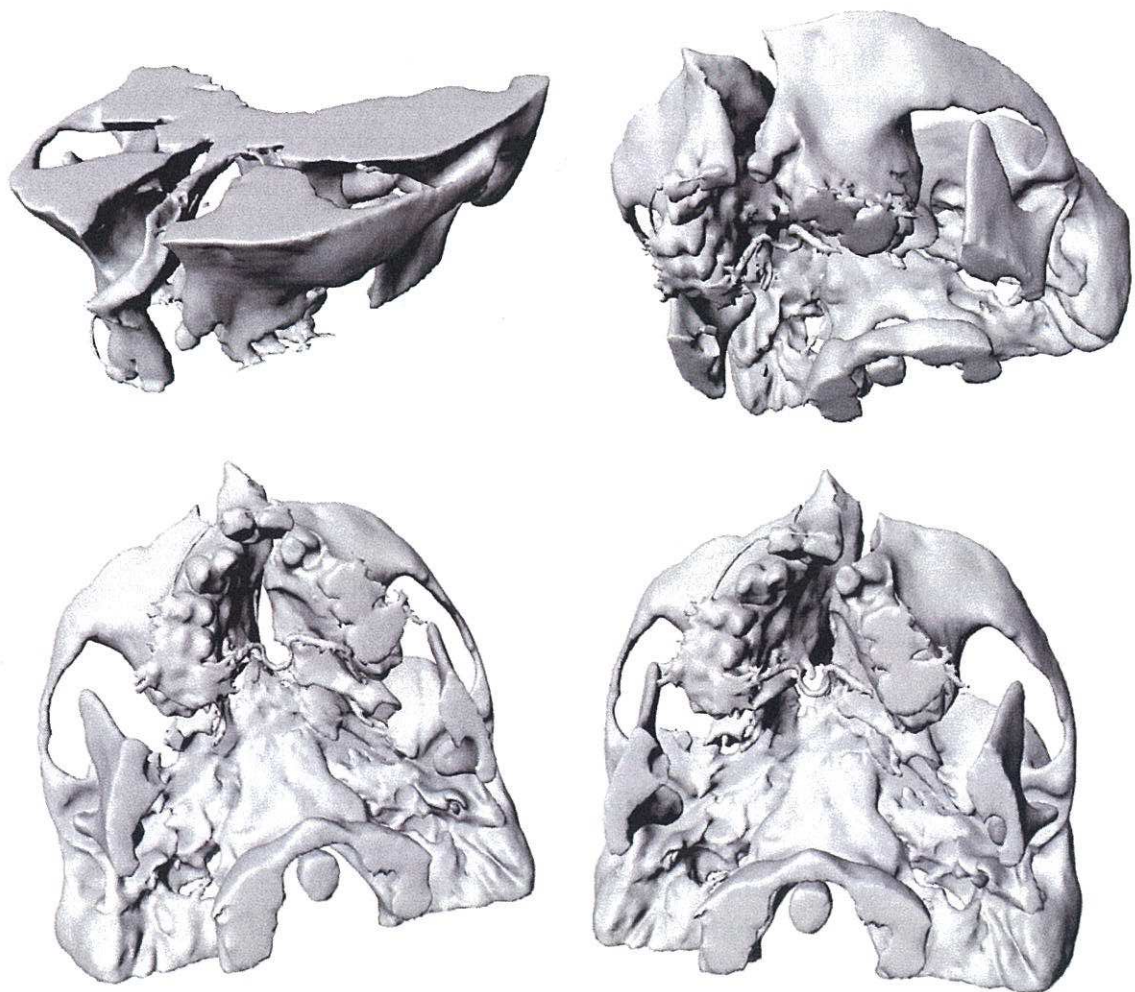
Obrázek 5.3: Komplexní 3D geometrický model traumatické horní čelisti včetně zubů: a) – c) pohled zhora, d) – f) pohled zleva, g) – i) pohled zepředu, a) d) g) stínovaný model čelisti, a) d) g) stínovaný model čelisti s průhledností, a) d) g) stínovaný model čelisti včetně nasazeného modelu externího otisku.



Obrázek 5.4: Fotografie stavu traumatického pacienta (viz. obr. 5.3:.) a) Původní post traumatický stav, vyražené přední zuby b) Stav po úspěšné autotransplantační operaci.



Obrázek 5.5: Model horní čelisti pro plánování umístění implantátů: a) 3D geometrický model horní čelisti, b) reálný model čelisti vyrobený na základě předchozího 3D geometrického modelu.



Obrázek 5.6: 3D geometrický model rozštěpové horní čelisti pro plánování a simulaci rekonstrukční operace.

modely tkání obličeje (měkké tkáně povrchu obličeje a skelet). Na jejich základě byl zvolen způsob realizace korekce měkkou tukovou tkání (lalokem) přeneseným ze zad pacienta. S využitím symetrie byl získán rekonstruovaný ideální tvar obličeje. Na základě tohoto tvaru byla následně zkonstruována geometrie korekčního implantátu, který představuje odhad přenášené korigující tukové tkáně (viz. Obr. 5.7).

Připravený korekční implantát byl následně fyzicky vyroben (viz. kapitola 3.5) a použit v průběhu vlastní operace pro přesnější a rychlejší odběr tukové tkáně. Výsledkem byl mnohem přesnější tvar obličeje, kratší průběh operace, snížení rizika komplikací a odstranění potřeby dalších korekčních operací. Rozdíly mezi počátečním subjektivním odhadem rozměrů tukového laloku a rozměry vyrobeného implantátu se pohybovaly na úrovni 5 – 10 mm.

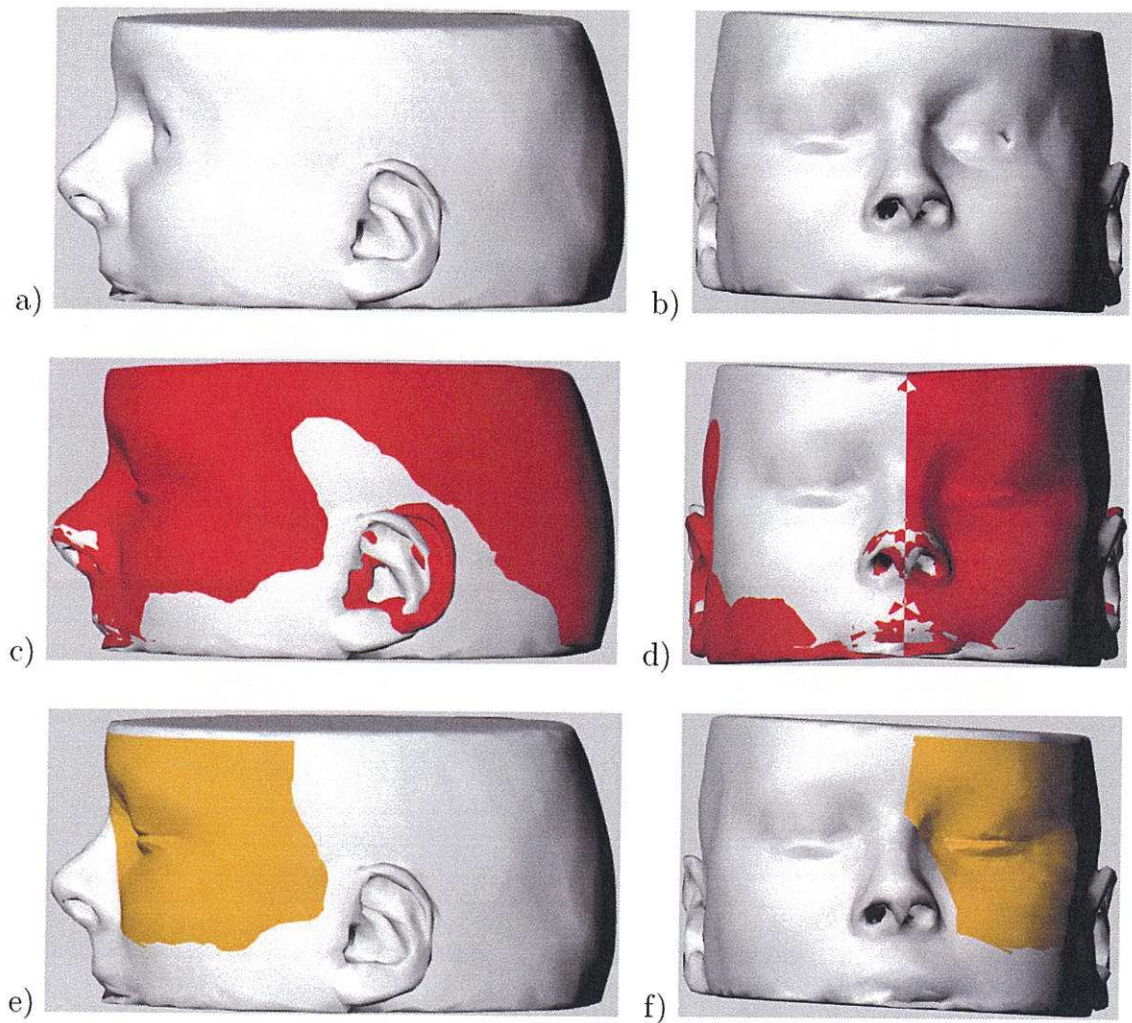
Dalším příkladem je korekce deformace obličeje způsobené stlačením lebky při porodu. Operace se týkala již dospělého člověka. Cílem bylo navrhnout tvar a podle možností i vyrobit silikonový korekční implantát, který by se vložil na povrch lebky tak, aby symetrizoval tvar lebky a tím i obličejových měkkých tkání (viz. Obr. 5.9).

Při plánování a návrhu geometrie korekčního implantátu se opět vycházelo z 3D geometrického modelu lebky a povrchu obličeje získaného na základě dat CT vyšetření. Nejprve byl klasickým postupem vytvořen model lebky. Potom byl prostřednictvím symetrie získán přibližný symetrizovaný geometrický tvar lebky. Podle tohoto tvaru byla následně vytvořena geometrie korekčního implantátu tak, aby dosedala na povrch lebky a zároveň doplňovala chybějící tvar do symetrického stavu (viz. Obr. 5.9). Bylo při tom nutné brát maximální možný ohled na důležité anatomické struktury a vazby (vedení nervů, uložení svalů atd.).

Výroba silikonového korekčního implantátu nakonec nebyla v plném rozsahu realizována, především kvůli problémům se získáním vhodného implantačního silikonového materiálu nebo polotovaru. Byl však vyroben reálný model lebky a korekčního implantátu, který sloužil lékařům pro simulaci provedené operace a jako podklad pro ruční výrobu a ověření vlastního korekčního implantátu (viz. Obr. 5.10).

Dosud bylo připraveno pět operací tohoto druhu. Z toho byly tři operace nakonec realizovány. Stejným postupem je možné připravit a naplánovat operace provádějící korekce na skeletu při rekonstrukcích např. po těžkých úrazech obličeje a hlavy, rukou, atd.

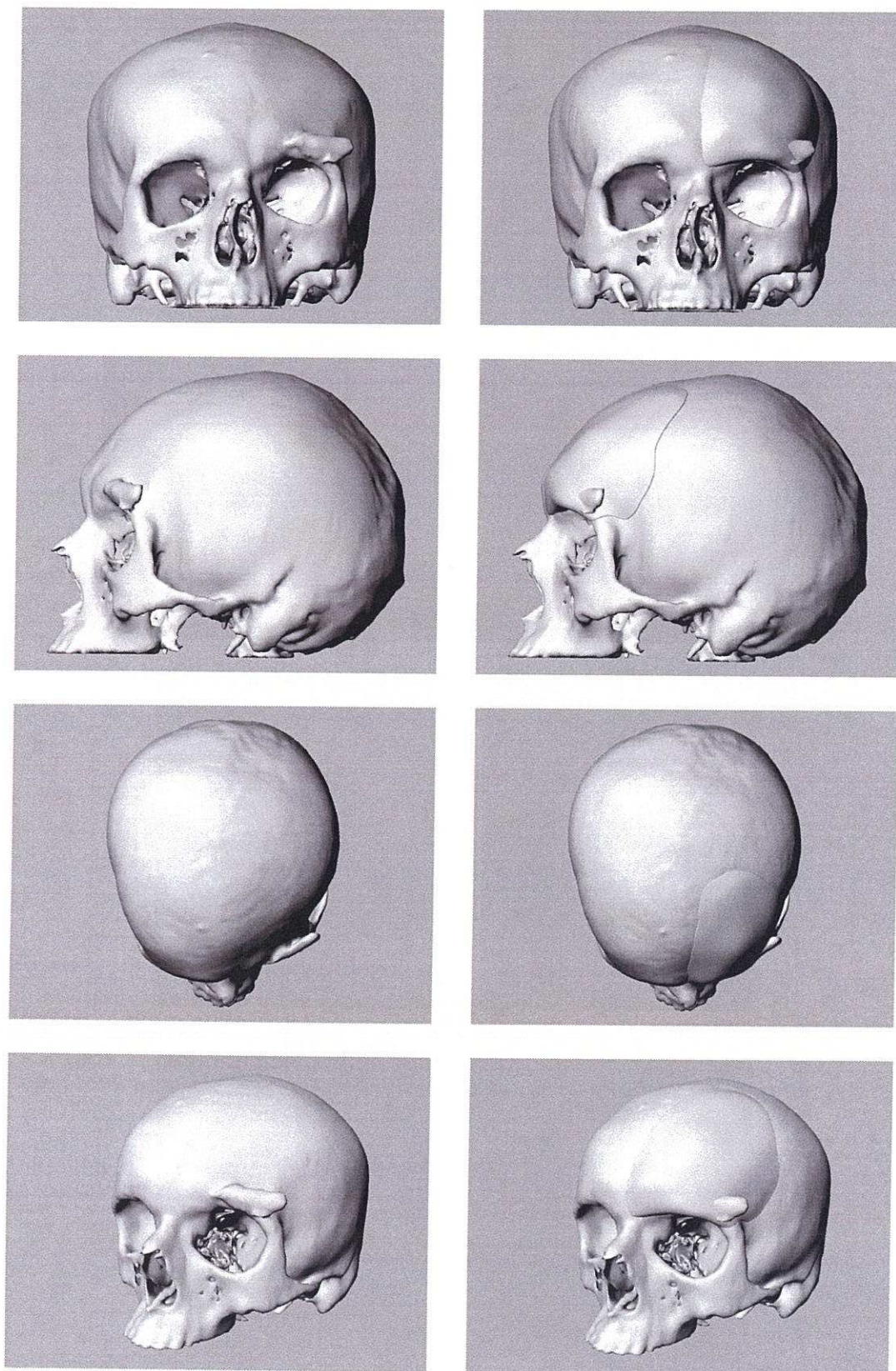
Uvedené operace byly provedeny na Klinice plastické a estetické chirurgie ve FN u sv. Anny v Brně a ve FN Olomouc. Aplikace byla realizována ve spolupráci s MUDr. M. Molitorem, Ph.D., MUDr. B. Zálesákem a Prof. MUDr. J. Veselým.



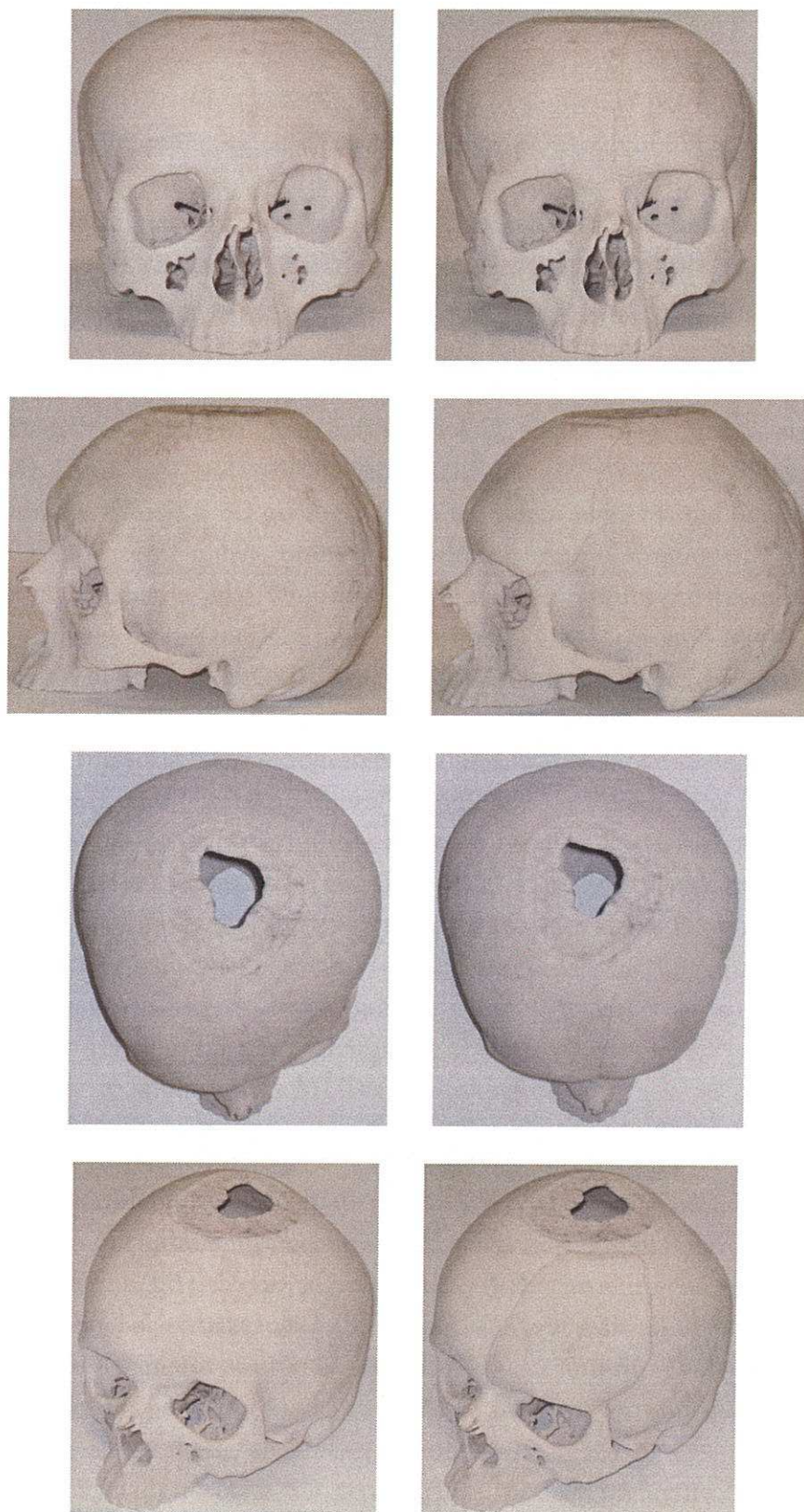
Obrázek 5.7: Virtuální 3D geometrický model obličeje pro plánování plastické operace: a) původní stav, pohled zleva b) původní stav, pohled zepředu c) rekonstrukce obličeje s využitím symetrie, pohled zleva d) rekonstrukce obličeje s využitím symetrie, pohled zepředu e) původní stav s korekčním implantátem, pohled zleva f) původní stav s korekčním implantátem, pohled zepředu.



Obrázek 5.8: Fotografie tváře v průběhu plastické operace: a) tvář před operací, b) tvář s přiloženým korekčním implantátem, c) tvář bezprostředně po operaci, d) tvář 6 měsíců po operaci.



Obrázek 5.9: Virtuální 3D geometrický model deformované lebky a korekčního implantátu pro plánování rekonstrukční operace.



Obrázek 5.10: Reálný model deformované lebky a korekčního implantátu pro simulaci a plánování rekonstrukční operace.

5.3 Ortopedie

V případě těžkých úrazů, vysoce energetických zlomenin při autonehodách nebo onkologických onemocnění dochází často k silnému poškození oblasti velkých kloubů (kyčelní klouby, kolena atd.). V těchto případech (přibližně 3–5 %) je velmi obtížné uplatnit standardní postupy ortopedických operací a totálních náhrad kloubů, protože není zcela jasná situace a geometrie postiženého místa. Pro určení nejvhodnějšího operačního postupu a výběr správného typu a velikosti použitých implantátů (umělé jamky a hlavice kloubu) je velmi výhodné mít možnost nejprve dopředu vyzkoušet několik možných variant (viz. obr. 5.11).

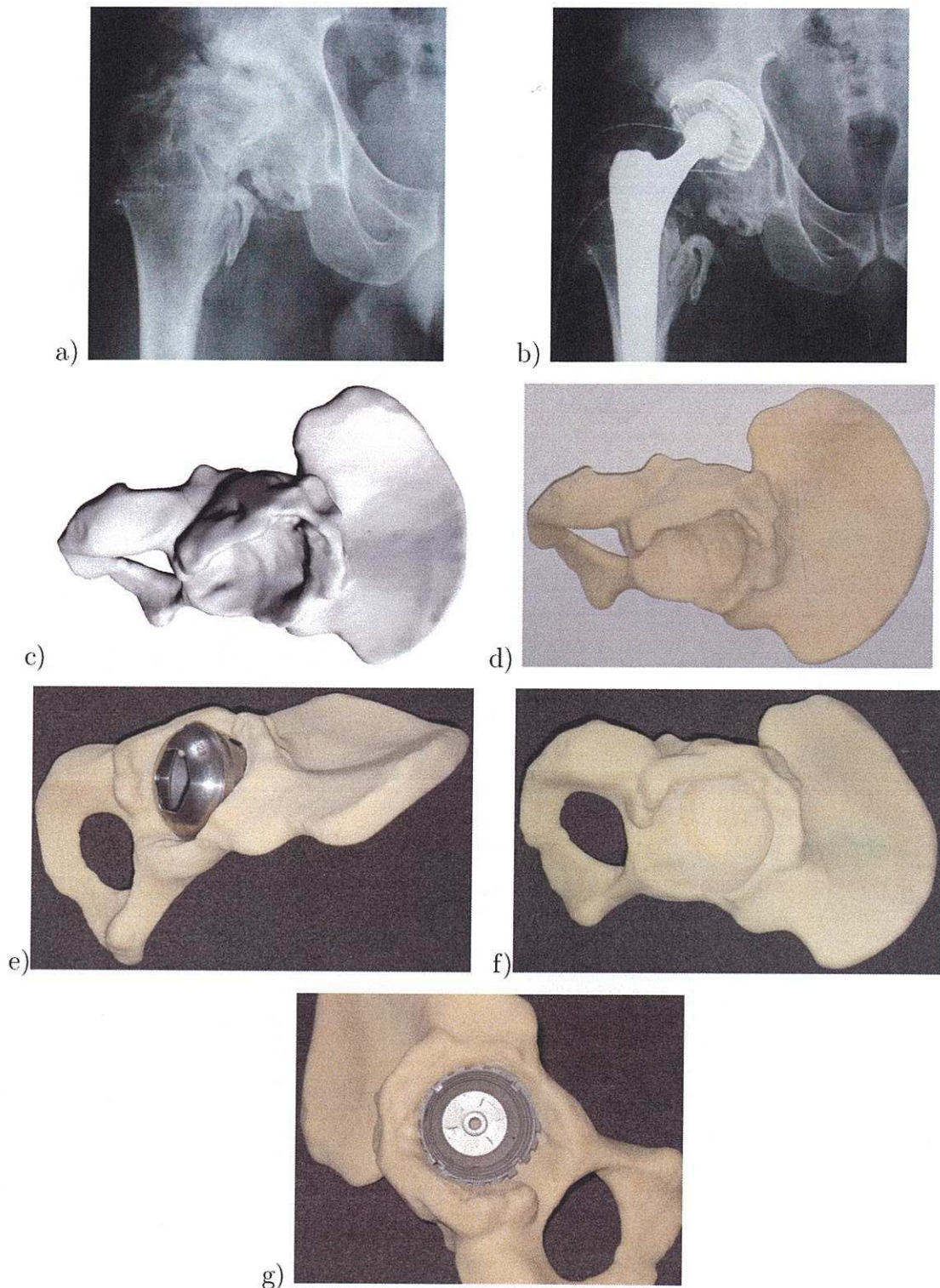
Na základě provedených diagnostických CT vyšetření je možné standardními postupy (viz. kapitola 3) vytvořit 3D geometrické modely postižené oblasti, v daných případech pánevní kosti S 3D geometrickým modelem je již možné počítačově virtuálně (ve 3D zobrazení) měřit, plánovat, vyhodnocovat a simulovat. Pro tento typ aplikací se však ukazuje jako vhodnější vyrobít prostřednictvím technologie Rapid prototyping přímo reálné modely pánevních kostí (viz. kapitola 3.5).

Tyto reálné modely pak slouží lékařům před vlastní operací pro získání lepšího přehledu o celkové situaci, rozměrech a proporcích jednotlivých částí. V průběhu vlastní operace má totiž lékař mnohem menší přehled o celkové situaci, nemá přehled o tloušťkách kostí, vidí jen úzkou operační ránu atd. Je také možné provést fyzickou simulaci operačního postupu přímo na reálném modelu kostí, zavrtat šrouby, aplikovat umělou jamku kloubu atd. (viz. obr. 5.11) V důsledku pak může být vlastní operace provedena mnohem rychleji, přesněji a s menším rizikem komplikací, protože lékař ví dopředu co asi může čekat a vše potřebné může mít již připravené.

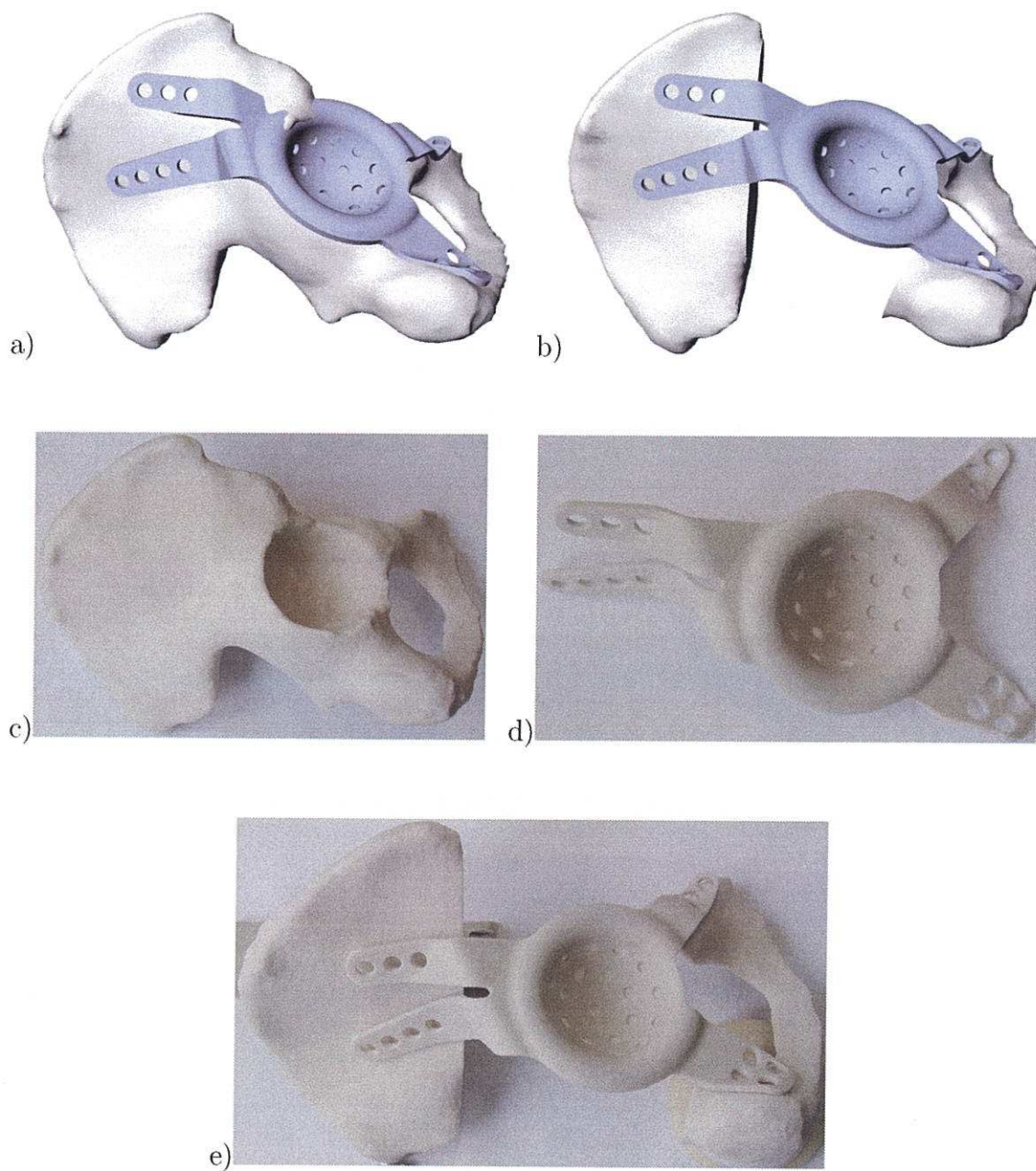
Dosud bylo uskutečněno devět operací tohoto druhu. Uvedené operace byly provedeny na Klinickém oddělení Ortopedie v Úrazové nemocnici v Brně. Aplikace byly realizovány ve spolupráci s MUDr. J. Stoklasem.

V některých případech nestačí standardní typy a velikosti používaných implantátů a náhrad kloubů. V těchto případech (do 1 %) je pak potřeba navrhnout a vyrobit implantát na míru danému pacientovi. Aby byl individuálně vyrobený implantát opravdu na míru daného pacienta je nezbytné vycházet ze skutečné geometrie současného stavu v těle pacienta. Opět je tedy potřeba vytvořit 3D geometrický model vybraných tkání (pánevní kosti) na základě CT vyšetření. Tento 3D model pak může sloužit výrobcí jako podklad pro kvalitní návrh a výrobu implantátu přesně podle aktuální situace v těle pacienta (viz. obr. 5.12, 5.13).

Dosud byly vytvořeny čtyři 3D geometrické modely pánevní oblasti pro návrh a výrobu individuálních implantátů. Tyto modely byly experimentálně připraveny ve spolupráci se společností Beznoska s.r.o. Dva z těchto modelů byly pak skutečně využity pro návrh a výrobu individuálních implantátů.



Obrázek 5.11: Model pánevní kosti pro plánování aplikace totální náhrady kyčelního kloubu: a) RTG snímek stavu před operací, b) RTG snímek stavu po operaci, c) 3D geometrický model lopaty kyčelní, d) reálný model dané lopaty kyčelní, e) simulace řezání otvoru pro náhradu jamky kloubu, f) připravený otvor pro náhradu jamky kloubu, g) simulace usazení náhrady jamky kloubu.



Obrázek 5.12: Model pánevní kosti pro plánování aplikace totální náhrady kyčelního kloubu: a) RTG snímek stavu před operací, b) RTG snímek stavu po operaci, c) 3D geometrický model lopaty kyčelní, d) reálný model dané lopaty kyčelní, e) simulace řezání otvoru pro náhradu jamky kloubu, f) připravený otvor pro náhradu jamky kloubu, g) simulace usazení náhrady jamky kloubu.



Obrázek 5.13: Fotografie komplexního reálného modelu celé onkologické pánve pro návrh individuálního implantátu celé pravé strany zasažené tumorem

5.4 Neurochirurgie

Neurochirurgie se věnuje operacím mozku, nervového systému a navazující problematice. V této souvislosti se často používají nejrůznější techniky 3D navigace na základě CT/MR dat (např. stereotaktická navigace). Tyto techniky však přímo nesouvisí s problematikou 3D geometrického modelování tkání.

Při mozkových operacích nebo při těžkých úrazech hlavy však často dochází ke ztrátovému odběru lebeční kostní tkáně. Důsledkem je větší, či menší otvor v lebce. Problémem je, že nemáme tento otvor čím zaplnit, protože původní kostní tkáň již není možné znovu použít (destrukce, degradace, atd.).

Člověk sice údajně může bez větších funkčních problémů žít s otvorem v hlavě, je to však velmi riskantní a nepohodlné. Proto je potřeba vzniklý lebeční otvor zaplnit nebo zakrýt. K tomu existuje několik základních technik:

- kovová (titanová) mřížka, kterou chirurg v průběhu operace ručně vystříhne, vytvaruje a připevní k okrajům otvoru
- kovová (titanová, platinová) destička dopředu přesně vyrobená na míru pacienta a připevněná k okrajům otvoru
- plastová výplň otvoru ručně vytvarovaná (uplácaná) v průběhu operace, tato výplň nahrazuje kost a podle použitého materiálu jím okolní tkáň mohou časem prorůst
- plastová výplň otvoru dopředu přesně vyrobená na míru pacienta, tato výplň nahrazuje kost a podle použitého materiálu jím okolní tkáň mohou časem prorůst

Ideálním řešením jsou plastové implantáty nebo kovové destičky vyrobené dopředu na míru pacienta. V průběhu operace se implantát "pouze vloží" na místo. Takovéto implantáty již vyrábí na světě několik firem. U nás však jde o velmi drahé řešení, které je tak prakticky nedostupné a je proto používáno jen velmi výjimečně.

V našich podmínkách se asi nejčastěji používá třetí možnost, tedy ruční vytváření (uplácání) výplně otvoru v průběhu operace a to především z ekonomických důvodů. Nejpoužívanější materiály jsou založeny na bázi polymetyl-metakrylátu s různými plnivými (kostní cement - Palacos nebo Cranial plast). Tyto materiály nejsou absorbovatelné (tkáň jimi prorostou) ani resorbovatelné (jsou časem odbourány a nahrazeny živou tkání). Je možné použít také absorbovatelné materiály (např. Medpor, Porex), které jsou však již finančně značně náročnější.

Hlavním problémem varianty s ruční výrobou plastové výplně v průběhu operace je, kromě použitého materiálu, přesnost a rychlost její tvorby. Lékař musí nejprve otevřít hlavu pacienta, aby viděl jaký otvor má vlastně zaplnit. Potom musí po namíchání materiálu rychle, během několika minut, vytvarovat výplň do požadovaného tvaru a vyklenutí. Potom je potřeba počkat 15-20 min, než se materiál vytvrdí. Teprve potom je možné takto vytvořenou výplň dopasovat do otvoru v lebce, připevnit a zašít. Výsledek pak není z pochopitelných důvodů vždy zrovna geometricky ideální, nezachycuje správný oblý tvar lebky a nevyplňuje dostatečně přesně lebeční otvor.

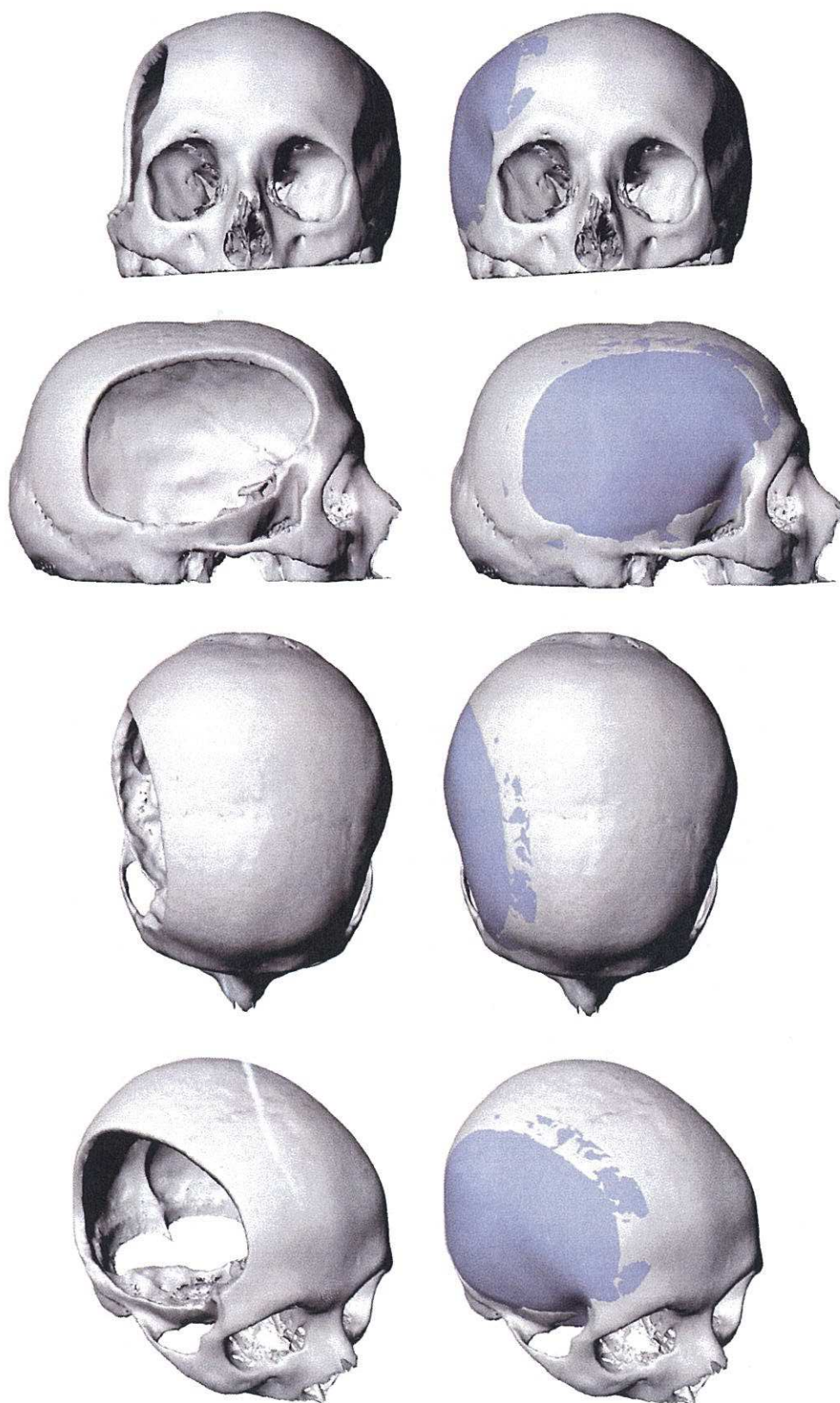
Proto jsme vyvinuli vlastní techniku tvorby plastových výplní lebečních otvorů na míru pacienta ze standardních materiálů (Palacos, Cranial plast) na operačním sále, těsně před vlastní operací. Při vlastní operaci je vytvořená výplň "pouze vložena" na místo. Průběh operace pak může být velmi krátký, otvor je dokonale zaplněn a na hlavě nejsou na první pohled zřetelné nějaké deformace. Toto řešení spojuje výhody implantátů vyrobených na míru a cenovou dostupnost ručně tvarovaných implantátů. Navíc je pouze tvarovací pomůcka, šablona nebo forma.

Základem této techniky je opět 3D geometrický model aktuálního stavu lebky pacienta vytvořený standardními postupy (viz. kapitola 3) na základě dat CT vyšetření (viz. Obr. 5.14). Podle geometrie současného stavu lebky je vymodelována záplata na lebku, která přesně vyplní existující otvor. Pro výrobu záplaty (výplně) je pak na míru zkonstruována a vyrobena šablona nebo forma. Tato šablona/forma nakonec po sterilizaci slouží lékařům na sále, před vlastní operací, jako pomůcka pro přesné vytvarování nebo vylišování výplně z příslušného materiálu (viz. Obr. 5.15, 5.16, 5.17). Kromě klasických materiálů (Palacos, Cranial plast) je možné u této techniky použít i absorbovatelné materiály (Medpor, Porex atd.).

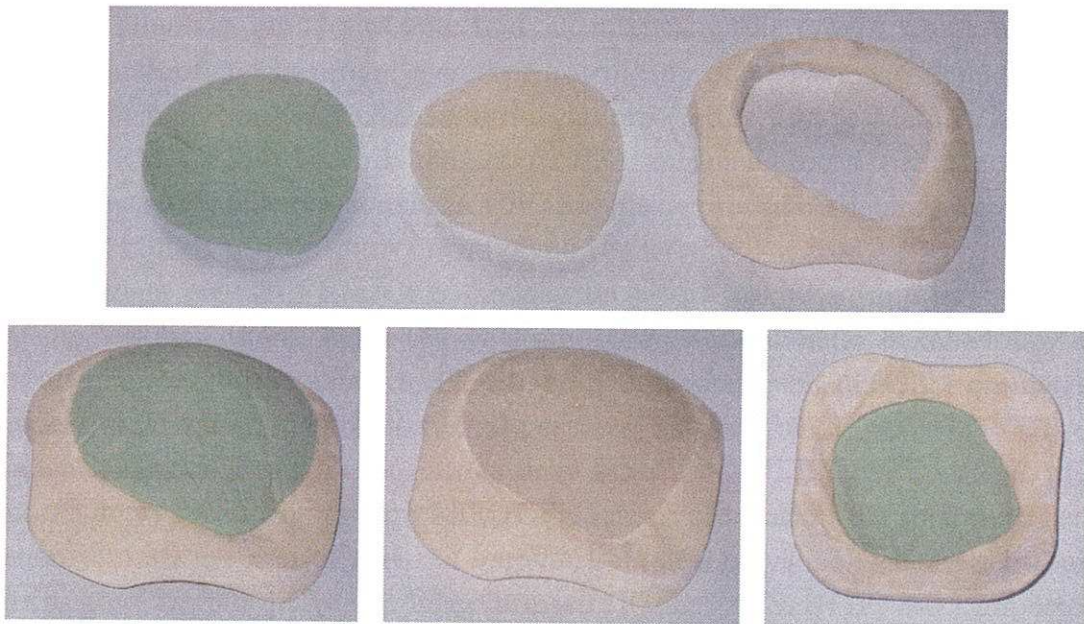
Dosud bylo připraveno sedm operací tohoto druhu, z toho byly čtyři nakonec realizovány. Uvedené operace byly provedeny na Neurochirurgické klinice ve FN Ostrava. Aplikace byla realizována ve spolupráci s MUDr. T. Hrbáčem.

5.5 FEM a CFD simulace

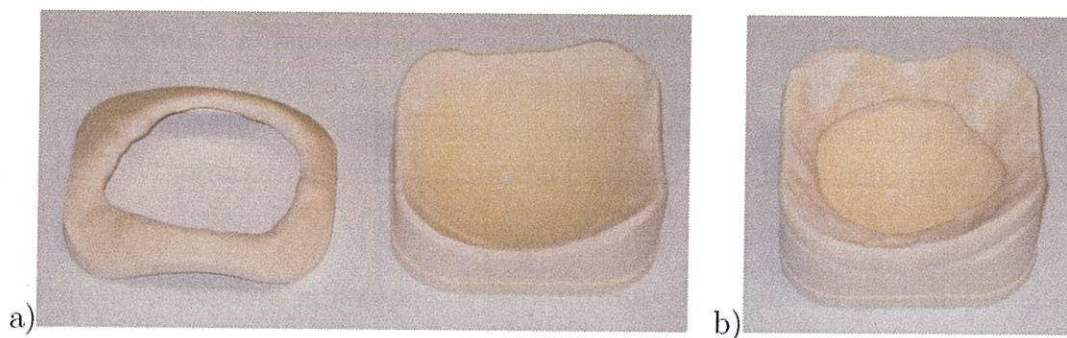
Při silně interdisciplinárním výzkumu a vývoji se dnes v moderní medicíně poměrně často používají techniky matematického modelování a simulace vlastností a chování tkání a systémů lidského těla. Získané výsledky pak mohou mít přímý význam při návrhu a optimalizaci nových funkčních materiálů, nových typů a funkcí implantátů a náhrad, nových operačních postupů a metod atd.



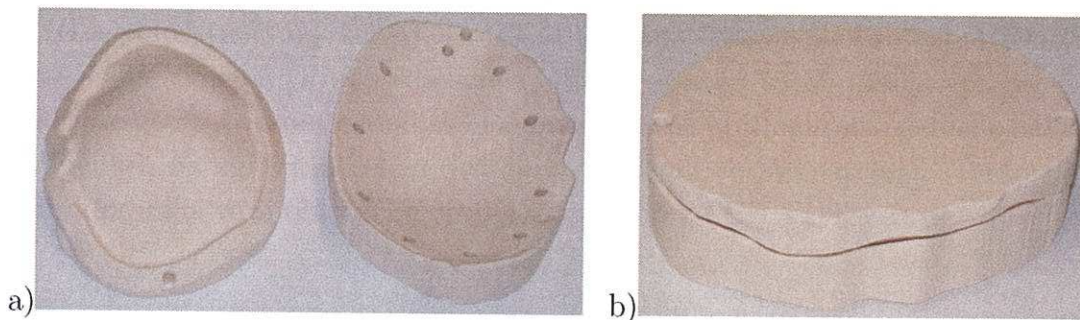
Obrázek 5.14: Virtuální 3D geometrický model lebky s otvorem a vymodelovanou záplatou.



Obrázek 5.15: Test tvarování plastových výplní lebečních otvorů s pomocí šablony vyrobené podle 3D geometrického modelu lebky, zelený Palacos, bílý Cranial Plast.



Obrázek 5.16: Šablona pro tvarování plastových výplní lebečních otvorů, vyrobená podle 3D geometrického modelu lebky: a) otevřená šablona, límec otvoru v lebce (vlevo) a plocha tvaru vyklenutí lebky (vpravo) b) šablona připravená pro tvarování.



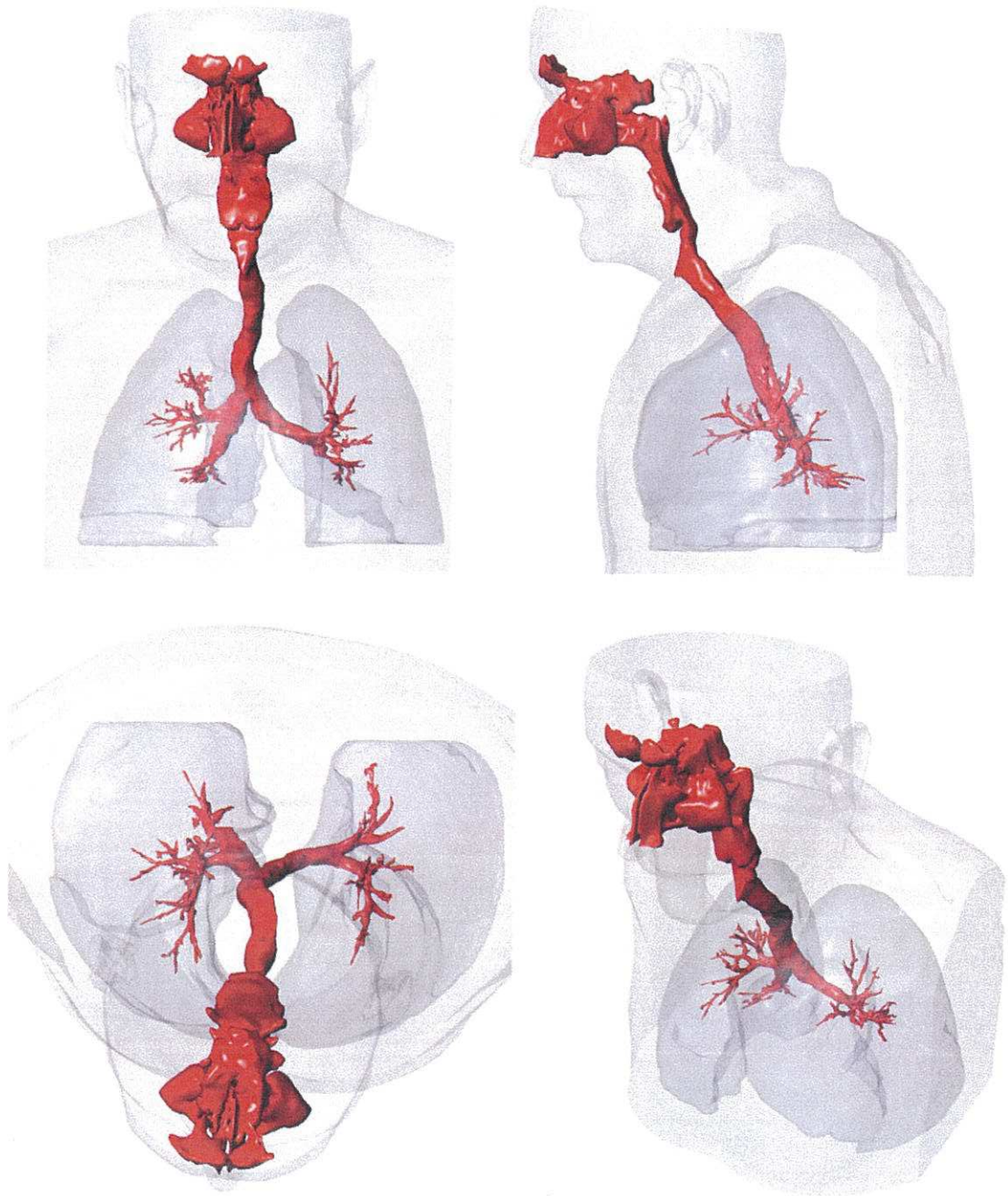
Obrázek 5.17: Forma reálně použitá pro tvarování (vylisování) výplně lebečního otvoru: a) otevřená forma připravená k vylisování výplně, b) zavřená forma.

Tyto simulace jsou prováděny buď na mikroskopické úrovni buněk a molekul nebo na makroskopické úrovni geometrie a struktury tkání. Na makroskopické úrovni se pak většinou používají klasické technické prostředky jako je Metoda konečných prvků (FEM, CFD atd.). Prostřednictvím FEM můžeme provádět simulaci a modelování napjatosti a deformace tkání. CFD umožňuje provádět simulace a modelování proudění tělních tekutin (krev) nebo plynů (dýchání).

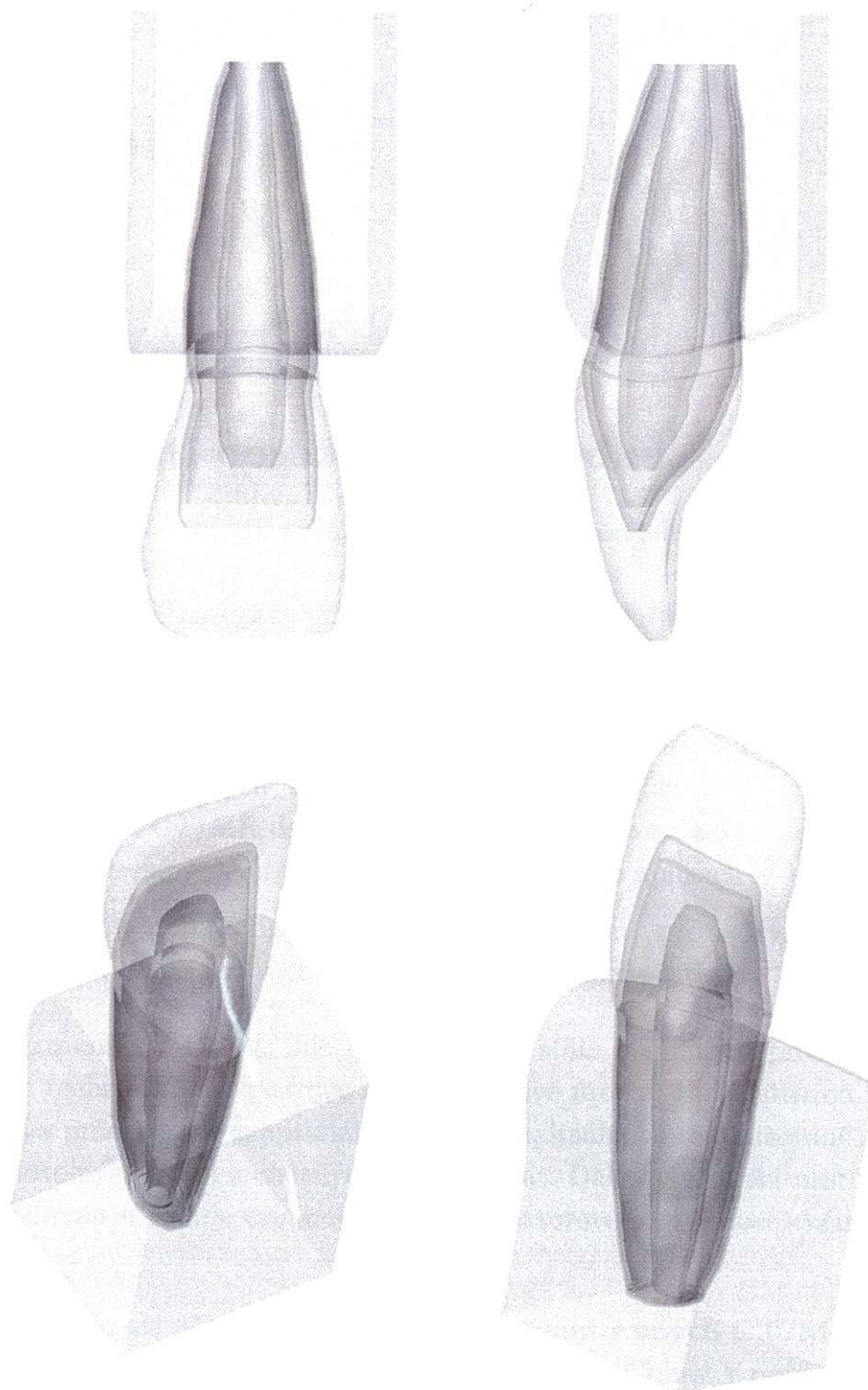
Základem pro 3D FEM/CFD modelování je 3D diskretizovaný model simulovaného systému tkání, nejčastěji ve formě tetrahedrální nebo hexahedrální sítě. Vstupem pro tvorbu takových 3D FEM/CFD modelů jsou opět 3D geometrické modely tkání vytvořené popisovanými postupy (viz. kapitola 3) podle CT/MR dat. Na jejich základě je pak možné automaticky generovat 3D FEM/CFD sítě pro přímý import do výpočetních systémů FEM/CFD (Ansys, Star atd.). Druhou možností je generování 3D uzavřených objektů (objemů), na bázi polygonálních sítí nebo spline ploch, které lze pak již ve vhodném formátu (IGES, ACIS, STEP atd.) importovat do systémů FEM/CFD. Tyto objemy jsou pak zpracovány klasickými metodami v preprocesorech použitých FEM/CFD systémů.

Jedním z příkladů aplikace CFD modelování proudění v lidském těle je simulace proudění vzduchu a depozice částic v lidském dýchacím systému (viz. Obr. 5.18). Tento model byl vytvořen spojením dvou komplexních CT vyšetření plic a dutin. Do CFD systému byla geometrie exportována ve formě vyhlazené polygonální sítě. Model byl vytvořen pro řešení výzkumného projektu COST řešeného prof. M. Jíchou z FSI VUT v Brně.

Druhým příkladem je komplexně stukturovaný FEM model lidského zubu (viz. Obr. 5.19). Cílem jeho tvorby a použití je zkoumání vlastností a chování jednotlivých částí a tkání lidského dentálního systému při zatížení a vzájemné interakci jeho částí. Model jednoho zubu tedy bude následovat další fáze rozšířeného modelu 1/2 celého lidského dentálního systému. Komplexnost modelu spočívá v zahrnutí všech podstatných strukturálních částí: sklovina, cementum, PDL (parodont), dentin typu I II III a pulpa (nervový kanál). Do FEM systému byla geometrie exportována ve formě Spline objemů. Předpokládané výsledky získané FEM simulacemi by měly sloužit pro geometrickou, metodickou a materiálovou optimalizaci operací a zákroků prováděných na zubech a celém dentálním systému ve Stomatologii. Tento ranný výzkum probíhá ve spolupráci s prof. J. Jančářem z FCH VUT v Brně.



Obrázek 5.18: Komplexní 3D geometrický model lidského dýchacího traktu pro CFD simulace (od dutin, přes hrtan, průdušky, průdušinky, až do 5. větvení).



Obrázek 5.19: Komplexně strukturovaný 3D geometrický model lidského zubu pro FEM simulace, zahrnuje vrstvy: sklovina, cementum, PDL, pulpa, dentin I, II, III.

Kapitola 6

Závěr

6.1 Shrnutí dosažených výsledků

Tématem této práce byla tvorba 3D geometrických modelů lidských tkání s důrazem na jejich aplikace v klinické praxi.

Na základě rozboru problematiky byla CT/MR data vybrána jako v současné době nejvhodnější zdroj 3D strukturálních informací o geometrii a vybraných vlastnostech živých lidských tkání. Minimální teoretická přesnost generovaných modelů je dána především maximálními rozměry voxelů vstupních CT/MR dat. Rozměry minimálních dosažitelných detailů jsou dány dvojnásobkem maximálními rozměry voxelů vstupních CT/MR dat. Tyto parametry přesnosti (podle přesnosti CT/MR dat) jsou přijatelné pro většinu současných klinických aplikací.

Jako maximálně automatizovaný a dostatečně obecný proces tvorby 3D geometrických modelů tkání byl v práci definován následující postup:

- **Segmentace tkání.** Jde o celosvětově stále otevřeným problémem. Může být realizována na rastrové nebo vektorové úrovni. Pro rastrovou segmentaci byl v práci stanoven optimální postup maximálně automatizované segmentace libovolných tkání z obecných CT/MR dat. Dále byl v práci nastíněn průběh výzkumu a vývoje originální metody vektorové segmentace tkání z CT/MR dat.
- **Vektorizace 3D modelů tkání ze segmentovaných CT/MR dat.** Standardně používanou metodou je metoda Marching Cubes. V práci je představena vlastní modifikace této metody, která provádí průběžnou redukci generovaného modelu při zachování geometrie, ale s radikálně menším počtem prvků.
- **Vyhlazení vektorizovaných modelů.** Na odstranění vrstevnatého charakteru povrchu vektorizovaných modelů je nezbytné aplikovat vhodnou metodu

vyhlazení. Kvůli zachování geometrie modelů je nezbytné použít vyhlazovací metody omezující tendenci zmenšování modelů, jako je HC - Laplaceovo vyhlazení nebo aplikace Laplaceova vyhlazení ve formě signálového filtru dolní propust.

- **Decimace počtu prvků vyhlazených modelů.** Aby byly vytvořené modely tkání použitelné, je potřeba provést redukci počtu jejich prvků při maximálním zachování geometrie. Pro tento krok byla použita metoda decimace polygonálních modelů: "Quadric-based polygonal surface simplification".
- **Výroba reálných modelů tkání.** Mnoho klinických aplikací vyžaduje výrobu reálných (fyzických, materiálních) modelů tkání nebo šablon a navigačních pomůcek. Pro výrobu reálných modelů byly testovány dvě základní technologie: Frézování a Rapid prototyping. U těchto základních technologií byly v práci popsány vlastnosti a stanoveny oblasti použití, s ohledem na téma práce.

V klinické praxi je aplikace technik 3D geometrického modelování stále relativně velkým problémem. Důvodem je především jejich velká ekonomická, časová a kvalifikační náročnost. Proto většina klinických pracovišť, u nás i ve světě, tyto techniky prakticky nepoužívá. Jedním z možných řešení tohoto problému je aplikace "Virtuálního síťového kolaborativního prostředí", pro podporu a realizaci příslušných klinických aplikací. V práci je představeno řešení této problematiky na bázi třívrstvé klient-server architektury.

Pro ověření a nasazení dosažených výsledků v klinické praxi bylo s využitím uvedených technik realizováno přes 30 operací konkrétních reálných pacientů. Tyto operace byly provedeny v rámci ošetření pacientů v lékařských oborech: plastická a estetická chirurgie, stomatologie, ortopedie a neurochirurgie.

6.2 Přínos dosažených výsledků pro praxi

Hlavní oblast využití dosažených výsledků je v klinické lékařské praxi při: návrhu a výrobě implantátů na míru, plánování, simulaci, navigaci a trénování operačních zákroků. Dosud bylo testováno nasazení v klinických oborech: plastická a estetická chirurgie, stomatologie, ortopedie a neurochirurgie. Ověřený přínos v realizovaných případech byl následující:

- **Zkrácení času trvání operací.** Aplikace 3D modelování tkání umožňují provést řadu úkonů před vlastní operací (příprava instrumentária, implantátů, operačních postupů, štěpů atd.), takže vlastní zákrok může být mnohem kratší a efektivnější. Mnoho těchto úkonů se aktuálně provádí až nad "otevřeným" pacientem, protože jinak lékař neví, co a jak má připravit.

- **Zpřesnění provádění operací.** Prostřednictvím 3D modelů tkání (virtuálních i reálných) si může lékař přesně připravit (vytvarovat, vymodelovat) nebo nechat vyrobit: použité nástroje, implantáty, pomůcky, navigační prostředky atd. Díky 3D modelům má také lékař mnohem lepší celkovou představu o situaci, která ho při operaci bude čekat. Vlastní operace pak probíhá s mnohem větší jistotou a přesností.
- **Snížení rizika komplikací.** Proběhne-li operace mnohem rychleji a přesněji, přímým důsledkem je také snížení rizika komplikací.
- **Zmenšení pravděpodobnosti korekčních operací.** V mnoha případech se stává, zvláště u komplikovaných případů, že odhad lékaře není zcela přesný a operace se musí opakovat, aby bylo možné provést příslušné korekce.
- **Snížení míry invazivnosti operací.** Prostřednictvím 3D modelů tkání je možné dopředu vyzkoušet různé operační postupy a metody. Je tak možné pro daný případ vybrat optimální řešení. Vlastní operace pak může proběhnout s menší invazivitou. Operační rána může mít velikost jen kolik je skutečně potřeba, nemusí se zbytečně zvětšovat pro získání přehledu atd.
- **Zlepšení odborné úrovně lékařů.** Prostřednictvím 3D modelů tkání je možné provádět simulace (virtuální i reálné) a trénování jednotlivých (volitelně komplikovaných) typů operací. Lékaři se tedy nemusí učit "až na pacientech", ale mohou si svou odbornou úroveň zvyšovat a udržovat na modelech.

6.3 Perspektiva dalšího vývoje

Dosud bylo využití 3D geometrického modelování tkání zaměřeno především na 3D podporu "konvenčních" postupů a metod ošetření pacienta. Největší problém při realizaci uvedených klinických aplikací byl s použitým materiálem. Týkalo se to výroby reálných modelů používaných jako pomůcky u operacích. Nejvyšší metou je pak přímá výroba implantátů z biokompatibilních (a odbouratelných) materiálů.

Perspektivou dalšího vývoje je proto přímá výroba implantátů na míru konkrétních pacientů na základě dat jejich CT/MR vyšetření. S využitím uvedených technik a s pomocí připravované technologie založené na metodách Rapid Prototyping by měla být zajištěna přímá výroba implantátů komplexně na míru. To znamená nejen po stránce vnější geometrie, ale také vnitřní struktury a funkčního materiálu.

Literatura

- [1] Bajaj Ch. L., Coyle E. J., Kwun L.: Surface and 3D triangular meshes from planar cross sections. In: Proceedings, 5th International Meshing Roundtable, Sandia National Laboratories, USA, 1996, s. 169-178
- [2] Bajaj Ch. L., Ihm.: Smoothing polyhedra using implicit algebraic splines. Computer Graphics, pages 79–88, July 1992. (Proceedings SIGGRAPH'92).
- [3] Balendran B.: A Direct Smoothing Method For Surface Meshes. In: Proceedings, 8th International Meshing Roundtable, South Lake Tahoe, USA, 1999, s. 189-193
- [4] Berzins M.: Based Mesh Quality for Triangular and Tetrahedral Meshes. In: Proceedings, 6th International Meshing Roundtable, Sandia National Lab, USA, 1997, s. 427-436
- [5] Berzins M.: Mesh Quality - A Function of Geometry, Error Estimates or Both. In: Proceedings, 7th International Meshing Roundtable, Sandia National Lab, USA, 1998, s. 229-238
- [6] Cavalcanti P. R., Ulisses T. M.: 3D Constrained Delaunay triangulation. In: Proceedings, 8th International Meshing Roundtable, South Lake Tahoe, CA, USA, s.119-129
- [7] Cebal J. R., Lohner R.: From Medical Images to CFD Meshes. In: Proceedings, 8th International Meshing Roundtable, South Lake Tahoe, USA, 1999, s. 321-331
- [8] Černochová P., Kaňovská K., Kršek P., Krupa P.: Application of geometric biomodels for autotransplantation of impacted canines, In: World Journal of Orthodontics 2005, Paris, FR, 2005, p. 1, ISBN 1530-5678
- [9] Černochová P., Kršek P., Krupa P., Kaňovská K.: Autotransplantace zubů - indikace, provedení a aplikace 3D digitálních technologií, VIII Brněnské implantologické dny, Brno, CZ, LF MUNI, 2006, p. 12-12, ISBN 80-210-4150-1

-
- [10] Drastich A.: Zobrazovací systémy v lékařství. 1. vyd. Brno, Rektorát VUT v Brně 1990, 512 s., ISBN 80-214-0220-2
- [11] Ecoile A. B. et al.: A triangulation algorithm from arbitrary shaped multiple planar contours. ACM Transactions on Graphics, Vol. 10, Iss. 2, 182-199, 1991.
- [12] Frey P. J., Marechal L.: Fast Adaptive Quadtree Mesh Generation. In: Proceedings, 7th International Meshing Roundtable, Sandia National Lab, USA, 1998, s. 211-224
- [13] Garland M., Heckbert, P.: Surface simplification using quadric error metrics. In: Proceedings, Siggraph 97, USA, 1997, s. 209-216
- [14] George P. L., Borouchaki H.: Delaunay triangulation and meshing. 1. vyd. Paris, Hermes 1998, 413 s., ISBN 2-86601-692-0
- [15] Keppel E.: Approximating complex surfaces by triangulation of contour lines. IBM Journal of Research Developments, Vol. 19, 2-11, 1975
- [16] Kršek P.: Objemová metoda tvorby FEM sítí pro výpočtové modelování skeletu, na základě CT dat. In: Sborník, Skelet 2000, Praha, Univerzita Karlova - Fakulta tělesné výchovy a sportu pro CBMI, 2000, s. 23-24, ISBN 80-86317-05-6
- [17] Kršek P.: Vektorová 3D transformace CT/MR dat, jejich převod do CAD/FEM systémů a aplikace v medicíně a biomechanice. In: Sborník, Aplikovaná mechanika 2000, Liberec, Technická universita v Liberci - Fakulta strojní, 2000, s. 221-226, ISBN 80-7083-388-2
- [18] Kršek P.: Possibilities of creation of FEM models from CT/MR data. In: Sborník, Engineering mechanics 2000, Praha, ITAM AVCR, 2000, s. 27-32, ISBN 80-86246-03-5
- [19] Kršek P., Krupa P.: Human tissue geometrical modelling, In: Applied Simulation and Modeling, Calgary, CA, IASTED, 2003, s. 357-362, ISBN 0-88986-384-9
- [20] Kršek P., Molitor M., Krupa P.: Aplikace 3D modelů lidských tkání v plastické chirurgii, In: Celostátní sjezd plastických chirurgů 2004, Hradec Králové, CZ, LF UPAL, 2004, s. 39-39, ISBN 80-86225-45-3
- [21] Kršek P.: Flow Reduction Marching Cubes Algorithm, In: Proceedings of IC-CVG 2004, Warsaw, CZ, Springer, 2005, s. 100-106, ISBN 1-4020-4178-0

- [22] Kršek P., Španěl M., Černochová P., Kaňovská K., Krupa P., Stoklas J., Molitor M.: 3D Human Tissues Modeling In Clinical Applications, In: Medical Information Visualisation, London, GB, IEEE CS, 2006, s. 1, ISBN 0-7695-2603-9
- [23] Kršek P., Krupa P., Černochová P., Marek I.: Teeth and Jaw 3D Reconstruction in Stomatology, In: Medical Information Visualisation - BioMedical Visualisation, Zurich, CH, IEEE CS, 2007, p. 23-28, ISBN 0-7695-2904-6
- [24] Krupa P., Kršek P., Černochová P., Molitor M.: 3-D real modelling and CT biomodels application in facial surgery, In: Neuroradiology, Berlin, DE, Springer, 2004, s. 1, ISBN 0028-3940
- [25] Krysl P., Ortiz M.: Generation of Tetrahedral Finite Element Meshes, Variational Delaunay Approach. In: Proceedings, 7th International Meshing Roundtable, Sandia National Lab, USA, 1998, s. 273-284
- [26] Lakare S.: 3D Segmentation Techniques for Medical Volumes. Research Poficiency Exam, Center for Visual Computing, Department of Computer Science, State University of New York at Stony Brook, New York, USA, Dec 14, 2000.
- [27] Li X. Y., Teng S. H., Ungor A.: Biting Spheres in 3D. In: Proceedings, 8th International Meshing Roundtable, South Lake Tahoe, CA, USA, 1999, s. 85-95
- [28] Lindstrom P.: Out-of-Core Simplification of Large Polygonal Meshes, SIGGRAPH'00, pages 259-262, 2000
- [29] Lohner R., Cebal J. R.: Parallel Advancing Front Grid Generation. In: Proceedings, 8th International Meshing Roundtable, South Lake Tahoe, CA, USA, 1999, s. 67-74
- [30] Lorensen W., Cline H.: Marching cubes, A high resolution 3D surface construction algorithm. In: Proceedings, Siggraph 87, USA, 1987, s. 163-169
- [31] Molitor M., Veselý J., Krupa P., Kršek P.: Retinoblastom - rekonstrukční oříšek, In: Celostátní sjezd plastických chirurgů 2004, Hradec Králové, CZ, LF UPAL, 2004, s. 29-29, ISBN 80-86225-45-3
- [32] Nagy I. Kršek P. Husták. J.: Voxel Model Creation of Human Tissues from CT and MRI Data for Biomechanical Applications. In: Proceedings, Euroconference Biosignal 2000, Brno, FE VUT Brno, 2000, s. 278-280, ISBN 80-214-1610-6
- [33] Owen S. J.: A Survey of Unstructured Mesh Generation Technology. In: Proceedings, 7th International Meshing Roundtable, Sandia National Lab, USA, 1998, s. 239-267

- [34] Pečiva J.: Active Transaction Approach for Collaborative Virtual Environments, In: ACM International Conference on Virtual Reality Continuum and its Applications (VRCIA), Chinese University of Hong Kong, HK, ACM, 2006, s. 171-178, ISBN 1-59593-324-7
- [35] Rossignac J., Borrel P.: Multi-resolution 3D approximations for rendering complex scenes. In: Modeling in Computer Graphics - Methods and Applications, USA, 1993, s. 455-465
- [36] Schroeder W. J., Zarge J. A., Lorensen W. E.: Decimation of triangle meshes. In: Proceedings, Siggraph 92, USA, 1992, s. 65-70
- [37] Seveno E.: Towards an adaptive advancing front method. In: Proceedings, 6th International Meshing Roundtable, Sandia National Lab, USA, 1997, s. 349-360
- [38] Schmidt J., Engh J., Viceconti M. and Ploeg H.: Geometric accuracy of surface models created from computed tomography data. 2005 University of Wisconsin Biomedical Engineering Society Symposium
- [39] Stoklas J., Kršek P., Krupa P., Chaker A.: Rekonstrukce acetabula s využitím reálného modelu pánve, In: Novákovy traumatologické dny, Brno, CZ, LF MUNI, 2005, s. 2
- [40] Stoklas J., Kršek P., Krupa P., Janeček Miloš: Využití reálného modelu pánve při implantaci TP kyčelního kloubu, In: XIII. Frejkovy dny, Brno, CZ, LF MUNI, 2005, s. 2, ISBN 80-210-3749-0
- [41] Španěl M., Kršek P.: Vector-based Medical Image Segmentation using Adaptive Delaunay Triangulation, In: Proceedings of the Sixth IASTED International Conference on Visualization, Imaging, and Image Processing, Palma de Mallorca, ES, ACTA Press, 2006, s. 6, ISBN 0-88986-600-7
- [42] Španěl M., Kršek P., Švub M., Štancl V., Šiler O.: Delaunay-Based Vector Segmentation of Volumetric Medical Images, In: Proceedings of the 12th International Conference on Computer Analysis of Images and Patterns, CAIP 2007, Berlin Heidelberg, DE, Springer, 2007, s. 261-269, ISBN 3-540-74271-9, ISSN 0302-9743
- [43] Taubin G.: Geometric signal processing on polygonal meshes: Eurographics 2000 State of The Art Report(STAR), September 2000.
- [44] Vollmer J. , Mencil R., Müller H.: Improved laplacian smoothing of noisy surface meshes, Research report No. 711 /1999, June 1999

- [45] Wang Y., Jin J. S., Hiller J.: An adaptive nonlinear diffusion algorithm for image filtering. In Proc. SPIE[®] Real-time Imaging, volume 3028, pages 26-37, 1997.
- [46] Whittaker E. T.: On the Functions which are represented by the Expansions of the Interpolation- Theory. Proceedings of the Royal Society of Edinburg, Section A, 35 (1915), 181-194
- [47] Žara J., Beneš B., Felkel P.: Moderní počítačová grafika. 1. vyd. Praha, Computer press 1998, 448 s., ISBN 80-7226-049-9