

PROBLEMATIKA 3D MODELOVÁNÍ TKÁNÍ Z MEDICÍNSKÝCH OBRAZOVÝCH DAT

Ing. Přemysl Kršek, Ph.D.¹, doc. MUDr. Petr Krupa, CSc.²

¹Fakulta informačních technologií, VUT v Brně

²Klinika zobrazovacích metod, LF MU a FN u sv. Anny v Brně

Článek se věnuje problematice tvorby 3D geometrických modelů lidských tkání na základě medicínských obrazových CT/MR dat. Vstupní CT/MR data jsou klasifikována jako objemová diskrétní data popisující strukturu hmoty v nasnímaném objemu. Protože nejsou rozlišeny jednotlivé zachycené objekty – tkáně, je nezbytné aplikovat segmentaci tkání. Geometrické modely tkání provádějí spojitý vektorový matematický popis povrchu nebo objemu objektů tkání. Pro jejich tvorbu je proto nezbytné aplikovat vektorizaci diskrétních segmentovaných dat, vyhlazení a decimaci. Výsledné geometrické modely jsou použitelné pro virtuální aplikace a pro výrobu reálných modelů. Oblasti aplikace jsou: navigace, simulace, geometrická analýza, výuka a trénink, atd.

Klíčová slova: CT, MR, segmentace, 3D, modelování, geometrie.

Úvod

Počítačová tomografie (CT) nebo magnetická rezonance (MR) patří v současné době ke standardním diagnostickým vyšetřením. Získaná obrazová CT/MR data jsou proto běžně dostupná, takže se mohou bez překážek (v oblasti získávání dat) rozvíjet další aplikace založené na jejich zpracování a širším využití. Moderní CT/MR zařízení umožňují pořizovat nejen standardní rovinné (2D) snímky (řezy), ale celé série prostorově (3D) navazujících rovinných snímků. Dostáváme tak 3D informaci o situaci, struktuře a vlastnostech tkání v nasnímaném úseku těla pacienta. Pro mnohé klinické aplikace (navigace, simulace, plánování atd.) chceme nebo potřebujeme pracovat s 3D modely vybraných tkání. Proto potřebujeme umět na základě daných CT/MR dat efektivně, rychle a pokud možno automaticky vytvářet odpovídající 3D modely tkání.

Tento článek se zabývá právě problematikou automatické tvorby 3D modelů tkání na základě CT/MR dat a jejich praktické použitelnosti v reálných aplikacích.

Vstupní CT/MR data

Zdrojem dat pro tvorbu kvalitních 3D modelů tkání jsou série prostorově navazujících 2D snímků získaných CT/MR vyšetřením. Tato data jsou dnes nejčastěji dostupná ve standardním komunikačním a datovém formátu DICOM 3.0 (1), který zachovává 100% kvalitu dat. Kompletní specifikace toho formátu je veřejně dostupná (1), je tedy programově čitelný a podporuje ho většina výrobců jako součást novějších CT/MR zařízení. Je tak bez větších technických problémů možné příslušná data získat a zpracovávat v digitální podobě. Případné „drobné“ nekompatibility v rámci formátu DICOM jsou řešitelné individuálním přizpůsobením se případným „zvláštnostem“

jednotlivých výrobců. V tomto směru jsou výrobci CT/MR zařízení většinou mnohem přístupnější než dříve.

Vstupní CT/MR data, série navazujících 2D snímků, diskrétně popisují 3D rozložení měřených fyzikálních vlastností tkání (např. Hounsfieldovy jednotky pro CT) v nasnímaném objemu, těle pacienta. Z matematického hlediska je můžeme chápat jako objemová diskrétní data, 3D matici, 3D rastr nebo také voxelová data. Jako vhodná ilustrace nám může posloužit model sestavený z kostek stavebnice Lego. Z hlediska obsahu popisují vnitřní strukturu nasnímaného objemu a nerozlišují proto jednotlivé zachycené objekty, tkáně.

Běžné rozlišení CT snímků je 512×512, počet snímků se pohybuje na úrovni 100–200. U MR je častější rozlišení snímků 256×256. Přesnost snímání je na úrovni až 0,5–1 mm. Tyto hodnoty se samozřejmě mohou lišit podle parametrů příslušného zařízení a především podle způsobu provedení vyšetření. U MR vyšetření mohou být data navíc zatížena 3D geometrickou deformací, podle homogenity pole a parametrů snímání. Na tyto distorze je nezbytné brát ohled a podle aplikace je případně korigovat.

Segmentace tkání

Podstatou segmentace tkání je převedení počáteční strukturální informace vstupních CT/MR dat na informaci o objektech (tkáních), které jsou v nich zachyceny. Z hlediska zpracování obrazu hledáme takové jeho části, které mají blízké vlastnosti: hodnotu, texturu, atd. Převádíme tedy naměřené fyzikální hodnoty (např. Hounsfieldovy jednotky pro CT) na indexy segmentovaných tkání. Pracujeme-li s objemovými daty, je vhodné provádět přímo prostorovou segmentaci, pro maximální využití prostorové spojitosti daných dat (5, 7).

Zjednodušeně můžeme metody segmentace rozdělit následujícím způsobem:

1. Manuální segmentace – je vhodná pro malé množství 2D snímků (do ~100) nebo pro lokální korekci výsledků automatické segmentace. Pracujeme při ní řez po řezu, sérii po sérii. Nejčastěji používané nástroje manuální korekce jsou:

- *vybarvení* zájmové oblastí, analogie malování štětcem daných parametrů
- *ohraničení* zájmové oblastí křivkou nebo lomenou čarou; ohraničená oblast je podle potřeby vyplněna nebo vymazána
- *zaplavování* zájmové oblasti ze zadaného bodu se zastavením podle hodnoty, gradientu nebo o jiné existující tkáně. Může pracovat ve 2D i 3D variantě.

2. Automatická segmentace – je vhodná pro zpracování většího množství snímků (více než ~100 snímků) nebo většího počtu sérií. Automatickou segmentaci můžeme členit:

- *segmentace založená na hodnotě (pixel based)* obrazových bodů (pixelů); předpokládá se, že v rámci jedné oblasti leží pixely s podobnou hodnotou. příkladem mohou být metody: thresholding, clustering atd.; nevýhodou těchto metod je časté překrývání hodnot pixelů patřících do rozdílných oblastí. používají se proto především pro segmentaci velmi kontrastních oblastí (např. vzdušné okolí pacienta, měkké tkáně, kontrastní látka, kosti v CT datech, atd.) nebo jako příprava dat pro specializované metody
- *segmentace založená na hranici (boundary based)*. Předpokládá se, že různé oblasti, byť mají velmi blízké nebo překrývající se hodnoty pixe-

Obrázek 1. Příklad degradace CT řezu způsobenou artefaktem na plombách zubů



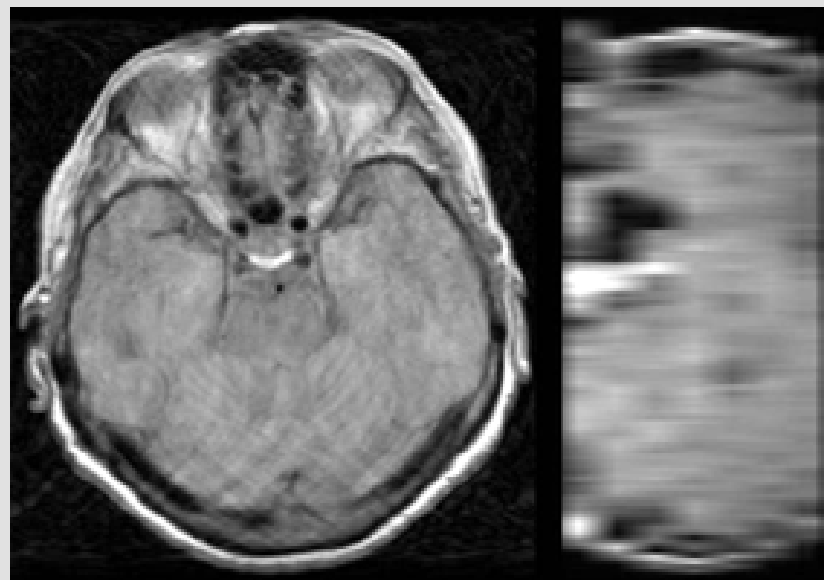
lů, jsou v obraze odděleny zřetelnou a detekovatelnou hranicí; nevýhodou těchto metod je ztráta přesnosti u dat s lokálně nezřetelnou, rozmazanou a nesouvislou hranicí oblastí nebo druhotné hranice procházející napříč cílovými oblastmi; základem jsou nejruznější hranové detektory a operátory: Canny edge, Zero cross, atd.; používají se proto především pro segmentaci oblastí s výraznými a souvislými hranicemi

- *segmentace založená na oblastech (region based)*; předpokládá se, že v rámci jedné oblasti leží pixely s podobnými vlastnostmi (střední hodnotou, rozptylem, texturou, atd.); příkladem mohou být metody: region growing, split and merge, atd.; nevýhodou je citlivost na nastavení, na vlastnostech vstupních dat a velká výpočetní náročnost, především při zpracování rozsáhlejších objemových dat
- *hybridní segmentace*. Jsou založeny na kombinaci předchozích přístupů; příkladem mohou být metody: Watershed, Active contours, atd.; vhodným způsobem kombinují dříve uvedené přístupy, čímž doplňují jejich vlastnosti, ale i nevýhody.

Vlastnosti uvedených základních metod a přístupů lze dále vylepšovat např. aplikací fuzzy rozhodování, genetických algoritmů nebo neuronových sítí.

Obecně neexistuje „ideální“ metoda, která by za všech okolností přesně segmentovala všechny druhy oblastí, na základě všech možných typů a kvality dat. V praxi se proto nejčastěji používají specializované a „vyladěné“ metody, často jako kompozice několika dílčích metod, které jsou úzce zaměřeny na určitý specifický typ vstupních dat (modalita, parametry snímání, rozlišení, kvalita) a typ segmentovaných oblastí (konkrétní druh tkáně). Pro vstupní data, která nemají požadované vlastnosti nebo pro jiný typ segmentovaných oblastí (druhy tkání) se tyto metody chovají

Obrázek 2. Příklad velkých rozdílů ve 2D rozlišení axiálního MR řezu (512 × 400, vlevo) a prostorového rozlišení na sagitální snímku (400 × 18 vpravo) z dat jedné série, proporcionální zobrazení zachováno



velmi nepředvídatelně a jejich výsledky jsou proto pro rozsáhlejší zpracování často nepoužitelné.

V lékařské praxi nás však většinou nezajímají ideální učebnicové příklady anatomie tkání (geometricky a strukturálně standardní oblasti) zachycené v ideálních datech. Pracujeme se skutečnými pacienty, jejichž tkáně se více či méně vzájemně liší (geometricky i strukturálně) a jsou zachyceny v datech různého typu (parametry snímání, rozlišení, kvalita). Kvalitu vstupních CT/MR dat a tím i výsledky segmentace nejčastěji ovlivňují:

- rozlišení objemových dat – rozměry snímků, počet a tloušťka řezů (obrázek 2)
- prostorová deformace diskrétní datové mřížky, nejčastěji u MR
- šum v obraze, nejčastěji u MR podle použité sekvence
- pohybové artefakty – způsobené pohybem pacienta během snímání
- hodnotové artefakty – způsobené vlivem určitých látek, jejichž vlastnosti výrazně ovlivní výsledek snímání, např. kovové implantáty, plomby atd. u CT (obrázek 1).

Pro odstranění vlivu artefaktů často nestačí použití vhodné metody segmentace nebo přípravy dat. Většinou jde o to, že vlastní strukturální informace je vlivem artefaktů v datech natolik potlačena nebo vymazána, že ji není možné zrekonstruovat. Segmentační metoda postrádá schopnost extrapolace a aproximace kombinovanou s anatomickými znalostmi, představivostí a zkušeností. Tyto schopnosti umožňují člověku doplnit chybějící informaci a tím získat relativně kvalitní segmentaci i na základě méně kvalitních vstupních dat, čehož automatická segmentační metoda není schopna.

Máme-li tedy k dispozici CT/MR data nižší kvality (malé rozlišení, silnější řezy, artefakty, atd.) a je-li naším úkolem na jejich základě provést segmentaci různých druhů tkání nebo málo kontrastních tkání, pak je vhodnější použít přímo manuální segmentaci. S její pomocí dosáhneme rychleji a jistěji ke kvalitnímu výsledku.

Je-li CT/MR dat ke zpracování větší množství (více sérií, hodně snímků, hodně různých tkání), pak je manuální segmentace kapacitně neúnosná (velká časová náročnost a pracnost), zvláště pro vysoce kvalifikované lékaře. V tom případě je na místě uvažovat o nasazení automatické segmentace. Ta je rychle a bezbolestně realizována počítačem, takže nás to zdánlivě nestojí žádné úsilí a čas. Na výsledky automatické segmentace se však v reálných podmínkách nemůžeme absolutně spolehnout. V konečném důsledku to může velmi negativně ovlivnit další výsledky založené na segmentovaných datech.

Proto bychom si měli být dobře vědomi skutečnosti, že segmentační metody jsou velmi specifické a citlivé na mnoho faktorů (nastavení metody, parametry snímání, kvalita dat, druh segmentované tkáně, atd.). Je tedy nezbytné provádět pečlivou manuální verifikaci všech výsledků získaných automatickou segmentací. Případné nepřesnosti je nutné korigovat manuální segmentací. To však ve srovnání s čistě manuální segmentací, podle situace představuje 1–10% časové náročnosti.

Někdy je však zpracovávaných dat takové množství, že není fyzicky možné provádět jejich 100% manuální verifikaci. V tom případě musíme vytýpat vhodné části dat tak, aby reprezentovali příslušné faktory ovlivňující segmentaci (různá kvalita dat, parametry snímání, druhy tkání, atd.). Verifikaci segmentace vybraných dat si

potom můžeme udělat představu o spolehlivosti použité automatické segmentační metody.

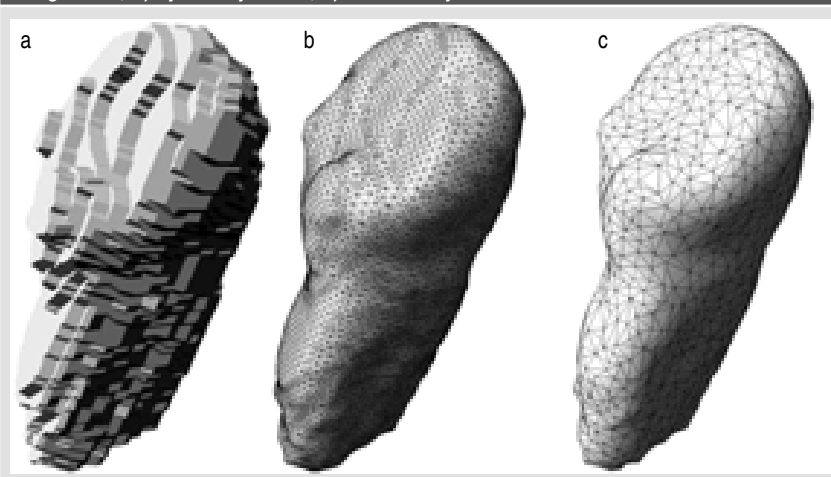
Aktuálním trendem pro segmentaci reálných CT/MR dat je (dle názoru autorů) interaktivní objemová segmentace, která dává uživateli maximální automatickou podporu během prostorové segmentace jedné datové série (5). Program odstraňuje manuální rutinní a dlouhodobou práci manuální segmentace a umožňuje uživateli vhodnými zásahy interaktivně řídit, kontrolovat a korigovat průběh segmentace v celém zpracovávaném objemu. Je to tedy něco mezi manuální a plně automatickou segmentací. Pracujeme vždy pouze s jednou sérií, ale jsme schopni velmi rychle (–minuty) segmentovat, korigovat a verifikovat vybrané oblasti (tkáně) v celém jejím objemu. Pracujeme při tom s objemovými daty multiplanárně nebo ve 3D zobrazení, takže máme stále přehled nad řezy segmentovanými oblastmi i nad jejich 3D geometrií.

Tvorba 3D modelů tkání

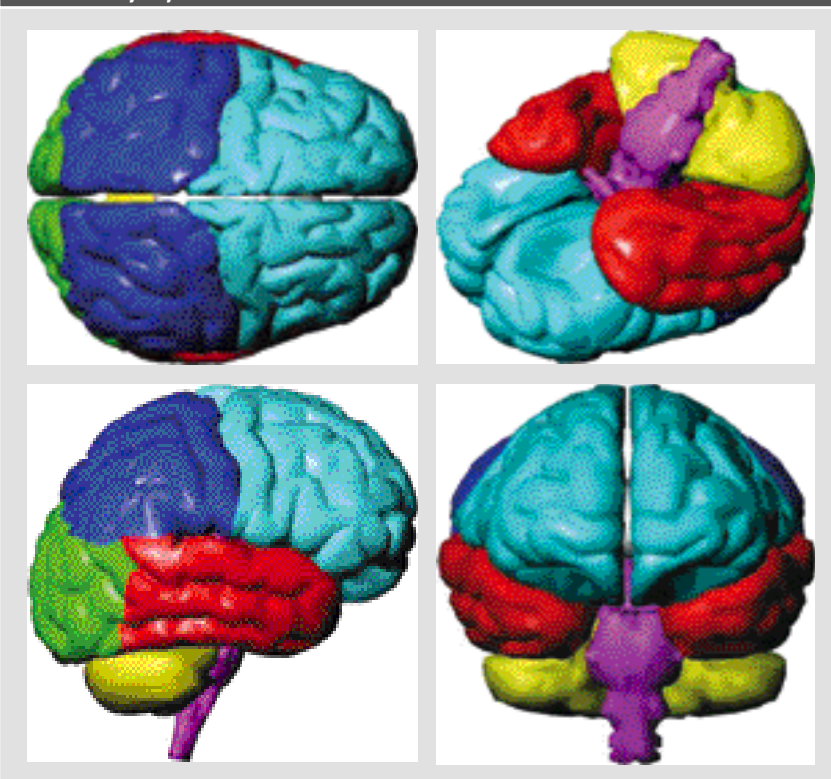
Vstupními daty pro tvorbu 3D modelů tkání jsou právě segmentovaná CT/MR data. Popisovat tyto modely můžeme v zásadě dvěma základními způsoby (4):

- **diskrétní popis** – z hlediska reprezentace dat odpovídá segmentovaným CT/MR datům; jsou vhodné se především pro 3D vizualizaci dat, zpracování hodnot, objemu, statistiky, vyhodnocení změn a aktivity...
- **vektorový popis** – matematicky popisuje vnější tvar (geometrii) objektů; neobsahuje tedy prioritně informaci o jejich vlastnostech a vnitřní struktuře. Nejčastěji se používají polygonální modely, které definují objekty povrchovou sítí trojúhelníků; pokud v našich aplikacích potřebujeme vektorové (geometrické) modely tkání, musíme provést převod vstupních segmentovaných CT/MR dat (diskrétní data) na odpovídající geometrické povrchové modely (vektorová data); tento proces pak nazýváme „Vektorizace diskrétních dat“; celkový automatický postup tvorby geometrických modelů tkání ze segmentovaných CT/MR dat je následující:
- **Vektorizace** – proces převodu diskrétních dat na trojúhelníkové povrchové modely; dochází ke změně typu reprezentace dat, diskrétní na vektorový; nejčastěji je používána metoda „Marching cubes“ (2); tato metoda je schopna tvořit regulérní geometrické modely zcela automaticky a nezávisle na složitosti geometrie objektů (obrázek 3a)
- **vyhlazení** – z důvodu vektorizace diskrétních dat (prostorově nespojitých) jsou vytvořené geometrické modely poněkud „vrstevnaté“ (hranaté), na úrovni přesnosti původních CT/MR dat. Pro odstranění tohoto artefaktu je nutné geometrické

Obrázek 3. Postup tvorby 3D modelu zubu z CT dat: a) model vektorizovaný metodou Marching cubes, b) vyhlazený model, c) decimovaný model



Obrázek 4. Ilustrační pohledy na virtuální 3D geometrický model mozku s barevným rozlišením některých jeho částí



modely vyhladit, což lze v nejjednodušším případě provádět aplikací Laplaceova operátoru nebo některou z jeho modifikací (9) (obrázek 3b).

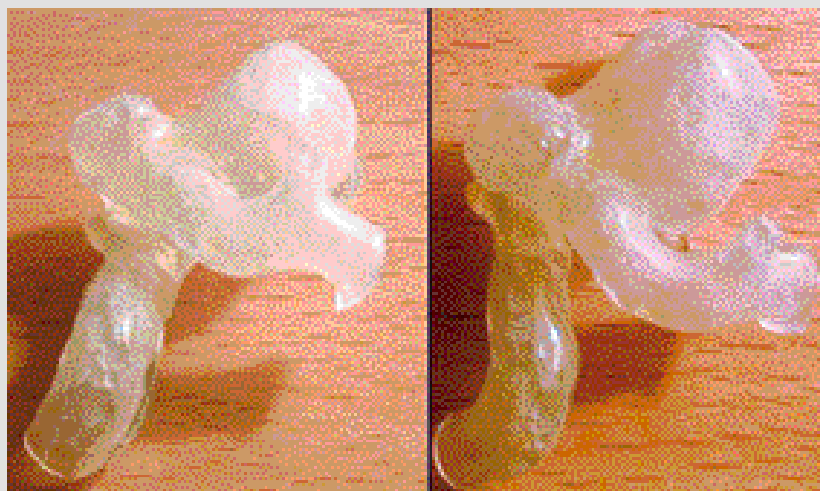
- **decimace** – modely vytvořené metodou Marching cubes se vyznačují velkým počtem malých trojúhelníků; proto se provádí odstranění přebytečných trojúhelníků při maximálním zachování geometrie; geometrická chyba se pohybuje na úrovni 10% přesnosti původních CT/MR dat, takže nemá zásadní vliv na kvalitu výsledného modelu; snižuje se tak datová náročnost a tím zvyšuje použitelnost modelů v dalších aplikacích; nejčastěji používanými metodami jsou (2, 8) (obrázek 3c).

U geometrických modelů tkání nejsme omezeni pouze na popis povrchu modelů (trojúhelníková síť). Povrchový model je možné automaticky převést na objemový vektorový popis (tetrahedrální síť), který umožňuje spojité modelování objektů prostřednictvím numerických metod, např. Finite Element Method (FEM = MKP – metoda konečných prvků) (3, 4). Příkladem může být numerické řešení interakce mozkové tkáně s magnetickými a elektrickými poli, působení tlaku výdutí tepen na mozkovou tkáň atd.

Aplikace 3D modelů tkání

Využití diskrétních 3D modelů tkání je dnes poměrně rozšířené především v diagnostice při 2D multiplanárním zobrazení 3D zob-

Obrázek 5. Reálný silikonový model mozkových tepen vytvořený na základě CT/MR dat



razení pomocí „Volume renderingu“. Dále také při zpracovávání a vyhodnocování diskretních datových hodnot, např. u funkční magnetické rezonance (fMR).

Využití geometrických modelů tkání je vhodné pro aplikace, které vyžadují práci se spojitým (matematickým) popisem tkání. Oblasti jejich aplikace mohou být následující:

- **navigace** – dnes nejčastější využití geometrických modelů tkání (např. stereotaxe). Prostřednictvím geometrických modelů tkání připravíme konfiguraci a nastavení použitého zařízení (stereotaktický aparát) pro operaci. Během vlastní operace máme k dispozici technickou podporu: navigaci, vedení, zaměřování, promítání 3D simulací atd.
- **simulace** – geometrické modely tkání (povrchové i objemové) umožňují realizovat modelování (numerické, FEM) určitých vlastností a chování tkání, takže můžeme virtuálně simulovat: chování tkání v průběhu nebo po operaci; průběh operace; srovnávat jednotlivé operační postupy, vytvářet simulátory se zpětnou vazbou atd.
- **geometrická analýza** – hodnocení a srovnávání tvaru, objemu, rozměrů atd. tkání různých pacientů nebo stejného pacienta v čase. Dostáváme tak objektivní, kvantifikovanou informaci příslušných tkáních
- **výuka a trénink** – možnost virtuálně manipulovat s tkáněmi, prostřednictvím jejich geometrických modelů, otevírá velké pole ve výuce a tréninku studentů, bez nebezpečí poškození pacienta a možností libovolného opakování a srovnání.

Je zřejmé, že uvedený výčet oblastí aplikací geometrických modelů tkání není zdaleka úplný. Jednotlivé oblasti se také vzájemně prolínají a doplňují. Podle potřeby a možností klinických pracovišť je teoreticky možné libo-

volně kombinovat jednotlivé oblasti nebo i definovat a realizovat nové.

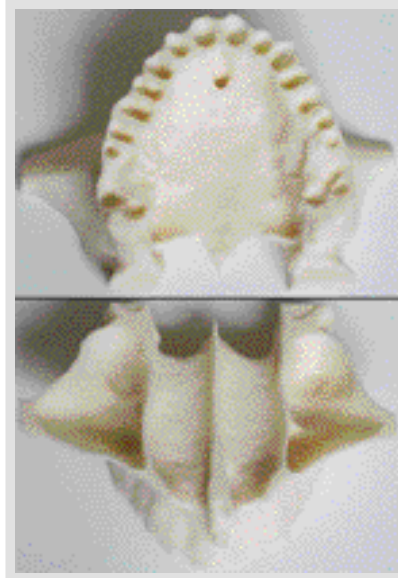
Geometrické modely tkání je možné s využitím stávajících inženýrských technologií Computer Aided design (CAD – počítačově podporované konstruování), Computer Aided manufacturing (CAM – počítačově podporovaná výroba) a Rapid Prototyping (RP – rychlá výroba prototypů) „materializovat“. Výsledkem jsou „fyzické“ (reálné) modely daných tkání (obrázky 5, 6, 7). Při použití vhodného materiálu mohou tyto fyzické modely simulovat (alespoň částečně) vlastnosti a chování skutečných tkání. Oblasti jejich aplikací jsou velmi podobné oblastem aplikací geometrických modelů. Pro mnoho aplikace je vhodnější pracovat s reálnými objekty místo s virtuálními modely. Např. pro výuku a trénink dostáváme u reálných modelů realističtější zpětnou vazbu. Můžeme tak snáze demonstrovat správné postupy a získávat odpovídající návyky.

Závěr

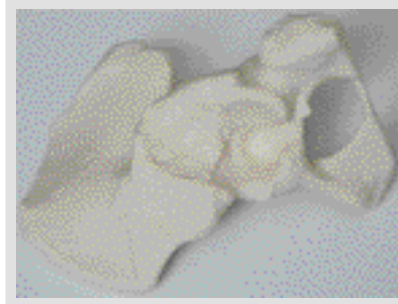
Mnohé moderní lékařské aplikace jsou založeny na využití 3D CT/MR dat. Často při nich potřebujeme pracovat s 3D geometrickými modely vybraných tkání. Týká se to aplikačních oblastí jako je: navigace operací; simulace operací, chování a vlastností tkání, geometrické analýzy tkání; výuka a trénink lékařů atd.

Prvním krokem tvorby 3D geometrických modelů tkání je jejich segmentace na základě vstupních objemových CT/MR dat. K tomuto účelu existuje mnoho metod, které jsou schopny více či méně automaticky provádět segmentaci určitých tkání. Neexistuje však ideální obecná metoda, která by dokázala segmentovat všechny typy tkání ze vstupních dat rozdílných parametrů a kvality. Proto je nezbytné v každém případě, pokud možno u všech výsledků, provádět individuální verifikaci a korekci získaných segmentací. Kompromisním řešením je objemová interaktivní segmentace,

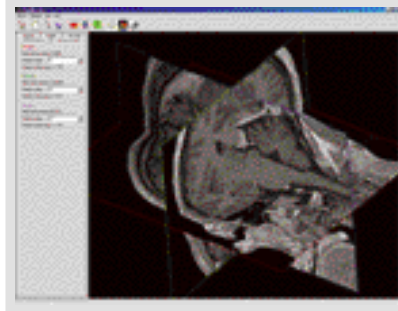
Obrázek 6. Reálný model horní skeletu čelisti vytvořený na základě CT dat pro plánování implantace zubů



Obrázek 7. Reálný model části pánve vytvořený na základě CT dat pro aplikaci v ortopedii ve spolupráci s Úrazovou nemocnicí v Brně



Obrázek 8. Programový systém Transfer, uživatelské rozhraní s MR daty oblasti hlavy



kteří rychle a interaktivně automaticky provádí a průběžně modifikuje segmentaci podle okamžitých korekčních vstupů uživatele.

Pro tvorbu 3D geometrických modelů tkání existuje ucelená sada plně automatických metod. Je možné vytvářet jak povrchové, tak objemové modely tkání, které lze přímo využít pro virtuální aplikace. Současné technické možnosti (CAD/CAM/RP) poskytují nástroje pro výrobu reálných modelů tkání. Takto vytvořené modely, virtuální i reálné, umožňují rozšířit aplikační možnosti v uvedených (i dalších) oblastech.

Na pracovištích autorů je společně vyvíjen specializovaný softwarový balík Transfer určený pro interaktivní objemovou segmentaci tkání a automatickou tvorbu jejich 3D geometrických modelů (obrázek 8). Výstupy tohoto počítačového systému jsou přímo uplatnitelné v popisovaných aplikačních oblastech. Současně je na uvedených pracovištích k dispozici technické vybavení (RP) k přímé a rychlé výrobě reálných 3D modelů tkání pro klinické aplikace. Aktuálně je celý systém využívám v aplikacích ve stomatologii, ortopedii, neuroradiologii a plastické chirurgii (obrázky 5, 6, 7).

Literatura

1. Clunie DA. DICOM Structured Reporting, 394 pages, 2001 by PixelMed Publishing, ISBN0-9701369-0-0.
2. Garland M, Heckbert P. Surface simplification using quadric error metrics: Proceedings, Siggraph 97, USA, 1997, 209–216
3. George PL, Borouchaki H. Delaunay triangulation and meshing: 1. vyd. Paris, Hermes 1998, 413 s., ISBN 2-86601-692-0.
4. Kršek P. Přímá tvorba FEM modelů na základě CT/MR dat pro aplikace v biomechanice, Brno, CZ, 2001, s. 91, ISBN 80-214-1796-X.
5. 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.
6. Lorensen W, Cline H. Marching cubes, Ahigh resolution 3D surface construction algorithm: Proceedings, Siggraph 87, USA, 1987, 163–169.
7. Nagy I, Kršek P, Hustak J. Voxel Model Creation of Human Tissues from CT and MRI Data for Biomechanical Applications: Proceedings, Euroconference Biosignal 2000, Brno, FE VUT Brno, 2000, 278-280, ISBN 80-214-1610-6.
8. Schroeder WJ, Zarge JA, Lorensen WE. Decimation of triangle meshes: Proceedings, Siggraph 92, USA, 1992: 65–70.
9. Taubin G. Geometric signal processing on polygonal meshes: Eurographics 2000 State of The Art Report(STAR), September 2000.