

**VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ
ÚSTAV KONSTRUOVÁNÍ**

PhD Thesis

Ing. Přemysl Kršek

**Přímá tvorba FEM modelů na základě CT/MR dat
pro aplikace v biomechanice**

**Direct creating of FEM models from CT/MR data
for biomechanics applications**

Obor: Konstrukční a procesní inženýrství

Školitel: Doc. Ing. Josef Šupák, CSc. FSI VUT Brno

Oponenti: Prof. Ing. Přemysl Janíček, DrSc.
Doc. Ing. Karel Dedouch, CSc.
Ing. Jaromír Horáček, DrSc.

Datum obhajoby: 13. 12. 2000

© 2001 Přemysl Kršek

ISBN 80 – 214 – 1796 – X

Obsah

1 Úvod	5
2 Rozbor problematiky	6
2.1 Charakteristika CT/MR dat	6
2.2 Převod na vektorovou reprezentaci	6
2.3 Charakteristika geometrie živých tkání	7
2.4 Základní metody tvorby FEM modelů	8
2.5 Typ použitého FEM prvku	9
3 Formulace cílů řešení	10
4 Současný stav metod pro tvorbu FEM modelů	11
4.1 Triangulace oktalového stromu	11
4.2 Delaunayova triangulace	11
4.3 Constrained Delaunayova triangulace	11
4.4 Advancing front	11
5 Strategie řešení	12
5.1 Objemová strategie	12
5.2 Povrchová strategie	12
5.3 Výběr strategie	12
6 Řešení	13
6.1 Získání povrchu voxel modelu	13
6.2 Sestrojení sítě tetrahedrů z povrchu	15
6.3 Zajištění kvality sítě prvků	16
6.4 Programová realizace	16
7 Příklady použití	17
8 Závěr	22
8.1 Shrnutí dosažených výsledků	22
8.2 Přínos dosažených výsledků pro praxi	23
8.3 Perspektiva dalšího vývoje	23
Literatura	24
Summary	27
Autorovo CV	28
Seznam publikací autora	29

1 Úvod

Ke konci 20. století je možné zaznamenat vznik velkého počtu interdisciplinárních oborů. Důvodem je prohlubování poznání a rozšiřování vědeckých poznatků v celé šíři lidské činnosti. Zároveň rostou nároky na řešení nejrůznějších vědeckých i praktických problémů. Pro jejich zvládnutí je nezbytné spojit zkušenosti, přístupy a metody používané odborníky ze zdánlivě rozdílných a nesouvisejících vědních oborů.

Příkladem tohoto trendu je obor: „Biomechanika člověka“, který v sobě snoubí klinickou medicínu a technické obory z oblasti mechaniky kontinua: mechaniku těles, kinematiku, dynamiku atd. Její podstatou je řešení problémů medicíny aplikací technických přístupů a metod. Příkladem uplatnění může být řešení problémů svalově kosterní soustavy nebo cévního aparátu. Konkrétně: rekonstrukční chirurgické operace, implantace funkčních náhrad a protéz kloubů, zubů, tepen atd.

V mnoha biomechanických aplikacích se často používá výpočtové modelování chování a vlastností biologických objektů. Nástrojem výpočtového modelování je především Metoda konečných prvků (FEM). Základním předpokladem pro toto modelování je existence diskretizovaného modelu (FEM modelu), který dostatečně přesně popisuje modelovaný objekt. FEM model je tvořen spojitou množinou (sítí) FEM prvků daného typu. Pro jeho vytvoření je potřeba mít informace o geometrii a struktuře modelovaného objektu. Dále je nezbytné převést tyto informace na vlastní FEM model. Nejlepším zdrojem informací o geometrii a struktuře živých lidských tkání jsou moderní lékařské diagnostické zobrazovací metody. Nejčastěji Počítačová tomografie (CT) a Magnetická rezonance (MR). Tyto metody dokáží neinvazivně vyšetřit vnitřní struktury a tkáně živého pacienta.

Tato práce rozebírá popisované téma. Dále pojednává o přístupech a metodách převodu dat získaných CT/MR vyšetřením na FEM modely, které by byly využitelné pro výpočtové modelování v biomechanice.

2 Rozbor problematiky

2.1 Charakteristika CT/MR dat

CT/MR metody využívají pro vyšetření pacienta rentgenového záření (CT) nebo jevu jaderné magnetické rezonance (MR). Výsledkem vyšetření jsou digitální počítačová data, která diskrétně popisují rozložení fyzikálních hodnot (rentgenová hustota-CT, hustota protonových jader-MR) v nasnímaném objemu [7]. Nasnímaný objem má tvaru hranolu a je vyjádřen v kartézském souřadnicovém systému. Má určeny své rozměry, prostorovou (3D) pozici a orientaci. Data jsou zapsána do 3D mřížky, která je uložena ve formě rovinných (2D) matic, tedy po vrstvách, řezech. Jednotlivé řezy na sebe mohou navazovat, překrývat se nebo mít mezi sebou mezery. Každý řez má svoji 3D pozici, tloušťku, počet prvků matice, 2D rozměry řezu a matici hodnot uzlů řezu. Tím je diskrétně popsán hranol nasnímaného objemu.

Takto popsaná data jsou z hlediska počítačové grafiky 3D rastrovými daty. Jednotlivé řezy můžeme brát jako 2D obrazy a celkovou sérii řezů jako výčtový objemový model, voxel model [34].

2.1.1 Segmentovaná CT/MR data

Prioritně nás zajímá geometrie tkání, které jsou zachyceny v CT/MR datech. Abychom ji mohli získat, musíme provést segmentaci původních CT/MR dat. To představuje rozdělení prostoru nasnímaného objemu na oblasti, které jsou obsazeny jednotlivými tkáněmi. Principiálně to znamená provést převod hodnot uzlů diskrétní mřížky CT/MR dat na indexy tkání, do kterých tyto uzly patří [26].

Pro naše potřeby byla zatím použita ruční metoda segmentace. Prahováním [34] se vybere část dat podle rozsahu hodnot typického pro požadovanou tkáň. Poté se ručně, na úrovni rastrového editoru, provedou případné opravy tvaru tkáně. Takto se po řezech zpracuje celý nasnímaný objem CT/MR dat. Výsledkem jsou rastrové voxel modely jednotlivých tkání, které jsou vstupní formou dat pro další etapy vedoucí k vytvoření FEM modelů tkání.

2.2 Převod na vektorovou reprezentaci

Z hlediska počítačové grafiky rozlišujeme: *vektorovou a rastrovou reprezentaci geometrie objektů* [34]. FEM systémy pracují s vektorovou reprezentací. CT/MR data a z nich získané voxel modely tkání mají rastrovou reprezentaci. Stojíme tedy před úkolem převést rastrové voxel modely tkání na vektorové FEM modely [20] [16]. 3D objekty je možné popsat třemi základními typy vektorových modelů: *drátový model* (zachycuje hrany a vrcholy objektů), *povrchový model* (definuje povrch objektů sítí polygonů nebo spline plochami) a *objemový model* (popisuje objekt základními objemovými primitivami a jejich kombinacemi) [34].

2.2.1 Možnosti použití vektorových modelů

Použití vektorových modelů závisí na geometrické složitosti popisovaného objektu a na jeho dalším použití [17]. Pro tvarově složité objekty se nejlépe hodí povrchový model. Na geometricky pravidelné objekty zase objemový model. Drátový model je používán pouze jako doplňkový, protože nedává ucelenou informaci o objektu [1]. Pro naše aplikace, kde potřebujeme převést obecné objekty z rastrové reprezentace do vektorové, hraje roli ještě možnost automatického vytvoření příslušné reprezentace.

Drátový a povrchový model nižší úrovně (sít' trojúhelníků) lze vytvořit vždy, zcela automaticky a nezávisle na složitosti geometrie. Automatické vytvoření povrchového modelu ze spline ploch nebo objemového modelu je již značně omezeno složitostí geometrie objektu. S růstem složitosti geometrie roste i náročnost na vytvoření těchto typů vektorového modelu. Od určité hranice složitosti již není možná automatická tvorba příslušného vektorového modelu (spline plochy, objemový model).

2.2.2 FEM model jako vektorový objemový model

FEM model je ve své podstatě objemový vektorový model, který je složen z množiny základních objemových elementů (FEM prvků), tetrahedrů nebo hexahedrů. Aby mohl být použitelný pro kvalitní výpočtové modelování, musí splňovat podmínky spojitosti, konformity a kvality. Povrch objektu je většinou aproximován po částech lineárními ploškami. Jsou-li použity více uzlové varianty FEM prvků, je povrch složen ze spojitě nenavazujících spline plátů.

2.3 Charakteristika geometrie živých tkání

Lidské tkáně, jsou z hlediska geometrie charakteristické tím, že jejich tvar je obecný, volný a často velmi složitý. Automatický převod rastrových voxel modelů na vektorovou reprezentaci je u obecně tvarovaných objektů bezproblémový pro drátový a polygonální model. Pokud s nimi nevystačíme pro naše aplikace, staneme se závislí na složitosti geometrie tkání a na možnosti manuálního vytvoření požadované vektorové reprezentace.

Některé tkáně jsou jednoduššího tvaru (tepny, dlouhé kosti). Ty lze, pro určité aplikace a s danou přesností, nahradit základními objemovými primitivy nebo tažením profilu. Tím získáme objemový vektorový model příslušné tkáně. Geometricky přesnější je potažení kostry tvořené drátovým modelem spline plochami [1]. Většina tkání je však složitějšího tvaru (lebka, pánev, obratel atd.) I zdánlivě jednoduché tkáně jsou komplikovány tím, že bývají duté nebo mají proměnlivou tloušťku stěny (čelist). U nich je manuální vytvoření objemového nebo povrchového modelu buď velmi obtížné nebo přímo nemožné. Proto je potřeba hledat metody, které budou schopny vektorový převod provést automaticky a nezávisle na složitosti geometrie. Jinak bude provádění navazujících aplikací velmi složité a náročné.

2.4 Základní metody tvorby FEM modelů

Metody tvorby FEM modelů lze rozdělit na dvě základní skupiny. První je „Klasická metoda tvorby FEM modelů“ a druhá „Přímá generace FEM modelů“. Klasická metoda je dnes nejčastěji používána pro tvorbu FEM modelů v biomechanice [21].

2.4.1 Klasická metoda tvorby FEM modelů

Pro vytvoření FEM modelů tato metoda využívá prostředků a nástrojů příslušného FEM systému. Nejprve je do něj importována vektorové geometrie objektu (drátový model). Podle ní je vytvořena podpůrná geometrie (systém uzlů, křivek, ploch a objemů). Nakonec je generátorem FEM systému vytvořen výsledný FEM model.

Při přípravě podpůrné geometrie jsou často problémy se složitostí geometrie objektu. Proto lze klasickou metodu použít pouze pro tvarově jednodušší objekty nebo při výrazných zjednodušeních geometrie. Výhodou je možnost vyladění FEM modelu, pokud se podaří vytvořit kvalitní podpůrnou geometrii. Pak můžeme model snadno ovlivňovat, tvořit varianty, měnit parametry sítě, typ použitého FEM prvku atd. To dovoluje řešit velmi náročné úlohy, které by z kapacitních nebo výkonnostních důvodů nebyly jinak řešitelné.

2.4.2 Metoda přímé generace FEM modelů

Metoda přímé generace je postavena na nezávislém generátoru FEM modelů. Ten je vytvořen speciálně na míru dané aplikaci [6]. Vychází především z typu reprezentace vstupních dat a typu použitého FEM prvku. Podstatné je, že generátor vytváří FEM modely automaticky, bez manuální přípravy podpůrné geometrie. Do FEM systému je nakonec importován až výsledný FEM model. Podaří-li se vytvořit příslušný automatický generátor, je tato metoda nezávislá na geometrické složitosti modelovaného objektu. Její nevýhodou je omezení typů použitelných FEM prvků (tetrahedr) a poněkud menší možnosti vyladit výsledný FEM model.

2.4.3 Srovnání a výběr metody pro další řešení

Klasická metoda je vhodná pro tvorbu jednoho nebo několik málo FEM modelů jednoduššího tvaru, kde lze manuálně zvládnout přípravu podpůrné geometrie. Získáme tak kvalitní a vyladěné FEM modely pro řešení speciálních úloh.

Pro více FEM modelů nebo modely se složitou geometrií, je výhodnější použít metodu přímé generace. Omezená možnost vyladění FEM modelu je vyvážena rychlostí jejich automatické tvorby. Potřebné úpravy a ladění můžeme provádět na úrovni počáteční geometrické reprezentace, voxel modelu.

Protože chceme tvořit FEM modely tkání, které mají většinou složitou geometrii, pro každého pacienta jinou, *volíme pro další řešení metodu přímé generace FEM modelů.*

2.5 Typ použitého FEM prvku

Při výpočtovém modelování pomocí FEM systému se pracuje s FEM modely, které jsou tvořeny sítí vektorových objemových prvků, FEM prvků. Existují dva základní typy těchto prvků, od kterých jsou odvozeny jejich více uzlové varianty.

2.5.1 Tetrahedry (trojúhelníky ve 2D)

Tetrahedry jsou nejjednodušším typem 3D FEM prvků. Jejich velkou výhodou je schopnost dokonale a bez problémů vyplnit 3D oblasti libovolného obecného tvaru. Pro vytváření FEM modelů složených z tetrahedrů existují automatické generátory, které jsou málo závislé na složitosti vytvářené geometrie. Nevýhodou tetrahedrů je jejich nižší přesnost pro výpočtovém modelování a také skutečnost, že FEM modely z tetrahedrů obsahují relativně větší počet prvků a uzlů. Obě tyto nevýhody se dají částečně odstranit použitím více uzlové varianty tetrahedru.

2.5.2 Hexahedry (čtyřúhelníky ve 2D)

Výhodou hexahedrů jsou jejich dobré numerické vlastnosti pro výpočtové modelování. FEM modely z nich složené mají vůči tetrahedrům několikanásobně menší počet prvků. Velkou nevýhodou hexahedrů je problematická tvorba jejich FEM modelů se složitou geometrií. Dosud se nepodařilo vymyslet zcela automatický generátor, který by dokázal vytvořit FEM model z hexahedrů pro zcela obecný složitý objekt.

Nejrozšířenější metodou tvorby FEM modelů z hexahedrů je klasická metoda. Tato metoda v sobě principiálně skrývá problémy se složitou geometrií. Existuje několik typů generátorů pro přímou generaci FEM modelů z hexahedrů, na základě rastrových voxel modelů. Tyto generátory však stále ještě mají výrazná omezení, především co se týká složitosti geometrie.

2.5.3 Výběr typu FEM prvku

Pro vlastní řešení *byl vybrán prvek typu tetrahedr*. Na něj se proto omezíme v následujících částech práce. Důvodem této volby je vhodnost tetrahedru pro tvorbu FEM modelů geometricky složitých objektů. To je v souladu s vybranou metodou přímé generace FEM modelů.

3 Formulace cílů řešení

V kapitole 2 byl proveden stručný rozbor problematiky tvorby FEM modelů na základě dat z CT/MR pro FEM aplikace v biomechanice. Tento rozbor můžeme shrnout do následujících bodů:

1. CT/MR data jsou rastrovým popisem rozložení fyzikálních hodnot v prostoru.
2. Segmentací získáme z CT/MR dat rastrové voxel modely tkání.
3. Požadované FEM modely tkání mají vektorovou objemovou reprezentaci.
4. Kvůli složitosti geometrie tkání je potřeba FEM modely vytvářet automaticky.
5. Tvorba FEM modelů bude probíhat metodou přímé generace.
6. Výsledné FEM modely budou tvořeny sítí tetrahedrů.

Aby bylo možné dovést naše řešení ke konkrétním výsledkům je potřeba stanovit jasný a konkrétní cíl dalšího řešení. Ten byl na základě provedeného rozboru formulovat takto:

„Navrhnout metodu pro automatický převod rastrových voxel modelů tkání, získaných z CT/MR dat, na jejich vektorové objemové FEM modely složené z tetrahedrů.“

4 Současný stav metod pro tvorbu FEM modelů

Pro tvorbu FEM modelů existuje mnoho metod, pro různé cílové aplikace, různé typy prvků a různé typy vstupních dat. V popisu jejich současného stavu se však omezím, v souladu s definovanými cíly, na metody pro automatickou tvorbu FEM modelů složených z tetrahedrů. Nejčastěji se používají následující čtyři metody.

4.1 Triangulace oktalového stromu

Tato metoda je založena na dekompozici modelovaného objektu oktalovým stromem [34]. Jeho voxely jsou potom přímo rozděleny na tetrahedry. Je to jednoduchá a empirická metoda [11] [24] [33]. Z hlediska vstupních dat je vhodná pro popisované téma. Je však méně vhodná pro tvarově složitější objekty, protože oktalový strom provádí dělení prostoru podle ortogonální mřížky, což by vedlo k velkému zjemňování sítě FEM prvků a tím nárůstu jejich počtu.

4.2 Delaunayova triangulace

Další je Delaunayova triangulace [13]. Její podstatou je sestavení sítě tetrahedrů, které splňují Delaunayovo kritérium [13]. To znamená, že jejich opsané koule neobsahují žádné uzly sítě. Vzniklá síť optimálně propojuje danou množinu uzlů. Při její tvorbě se vychází pouze z uzlů modelovaného objektu. Její nevýhodou je nejednoznačnost, když leží více než čtyři uzly na jedné kouli. Vzhledem ke konečné přesnosti dnešních počítačů může docházet k numerické nestabilitě řešení.

4.3 Constrained Delaunayova triangulace

Delaunayova triangulace nepočítá při tvorbě sítě s vzájemnými geometrickými vazbami uzlů (povrch). Může tak dojít k porušení původních vazeb uzlů (povrchu). Proto se používá modifikované Delaunayovo kritérium: „Constrained Delaunayovo kritérium“ [13] [5]. To bere v úvahu i povrch objektu a snaží se ho dodržet. Problémem je, že ho lze bez problémů realizovat pouze ve 2D. Ve 3D ho někdy nelze dodržet. V takových případech je nutné posílit povrch lokálním zjemněním.

4.4 Advancing front

Jedná se o metodu, která vychází z hranic (povrchu) objektů [8] [23]. Objekt je postupně vyplňován od hranice směrem dovnitř. Snaží se vytvořit z každého volného hraničního elementu (úsečka, trojúhelník) prvek optimálního tvaru. Pokud nejde vytvořit optimální prvek, přizpůsobí nový prvek již existující síti. Velmi často je tato metoda používána jako strategie tvorby Delaunayovy triangulace [22]. Je poměrně složitá a výpočetně náročná.

5 Strategie řešení

Pro řešení dané problematiky potřebujeme mít vhodnou strategii, která nám pomůže dosáhnout vytyčených cílů. Podle provedeného přehledu současného stavu přicházejí v úvahu následující dvě strategie.

5.1 Objemová strategie

Tato strategie provádí přímý převod rastrové reprezentace objektu na vektorový objemový FEM model. Vstupní data popisující geometrii objektu jsou ve formě voxel modelu nebo oktalového stromu. Její podstatou je přímé rozdělování voxelů na tetrahedry. Jde tedy o obdobu metody „Triangulace oktalového stromu“.

Povrchy tkání jsou většinou hladké a oblé. Povrchy voxel modelů jsou zubaté a je nutné je vyhladit. Voxel modely rozsáhlejších objektů obsahují poměrně velký počet voxelů. Z nich vznikne ještě více tetrahedrů. Proto je nutné redukovat jejich počet na rozumnou úroveň, pro snížení paměťové náročnosti.

Vlastnosti této strategie odpovídají metodě Triangulace oktalového stromu, tedy snadná implementace a nenáročnost na numerické operace. Hlavní nevýhodou je velmi velká paměťová náročnost.

5.2 Povrchová strategie

Její podstatou je tvorba FEM modelů objektů na základě vektorové reprezentace povrchu popsaného sítí trojúhelníků. Na tuto formu musíme voxel modely převést, nejčastěji metodou „Marching cubes“ [34].

Získaný povrch musí být opět vyhlazen, protože je zubatý. Počet jeho trojúhelníků je relativně velký. Proto je vhodné provést jeho redukci, při maximálním zachování tvaru. Takto připravený povrch pak použijeme pro vytvoření sítě tetrahedrů např. pomocí Delaunayovy triangulace.

Výhodou je snížení objemu dat už na úrovni povrchu. To umožňuje zpracovávat velmi rozsáhlé objekty. Nevýhody se odvíjejí od metod použitých pro tvorbu sítě tetrahedrů z povrchu (Delaunayova triangulace), tedy nejednoznačnost, numerická stabilita a dodržování hranic.

5.3 Výběr strategie

Objemová strategie je principiálně a algoritmicky jednodušší. Má však velké paměťové nároky. Povrchová strategie snižuje své paměťové nároky redukcí povrchu, se kterým potom pracuje. Je však náročnější na programovou implementaci.

Protože je paměťová náročnost otázkou řešitelnosti a dostupnosti řešení, byla pro další práci zvolena **Povrchová strategie** v kombinaci s **Delaunayovou triangulací**.

6 Řešení

6.1 Získání povrchu voxel modelu

Prvním krokem povrchové strategie tvorby FEM modelů je získání povrchu modelovaného objektu. Vstupem jsou voxel modely objektů. Výsledkem mají být jejich povrchové vektorové modely. Protože chceme nakonec dostat síť tetrahedrů, je nevhodnější získat povrch objektů ve formě sítě trojúhelníků.

6.1.1 Vytvoření povrchové sítě trojúhelníků

Pro převod voxel modelu na povrchovou síť trojúhelníků se nejlépe hodí metoda nazývaná „*Marching cubes*“ [25]. Tato metoda je schopná automaticky převést voxel modely objektů na orientované povrchové trojúhelníkové polygonální síť. Její velkou výhodou je nezávislost na tvarech objektů, což je pro naše aplikace důležité, vzhledem k obecné geometrii tkání.

Podstatou metody je postupné procházení objemu. Voxely jsou sdružovány po osmi do logického hranolu, který může být obsazen ve 256 možných kombinacích. Podle obsazení voxelů je hranol opláštěván trojúhelníky. Protože sousední hranoly sdílejí část svých voxelů, jejich trojúhelníkové opláštěvání na sebe spojitě navazuje.

6.1.2 Vyhlazení povrchové sítě trojúhelníků

Povrch živých tkání je většinou hladký a oblý. Pokud je popíšeme voxel modelem, dostáváme povrch zubatý. Metoda *Marching cubes* sice srazí rohy voxelů, ale zubatý a vrstevnatý ráz povrchu zůstává. Proto musíme získaný vektorový povrch vyhladit, aby svým tvarem přesněji odpovídala původnímu objektu [2].

Nejjednodušší metodou vyhlazení je posunutí jeho uzlů tak, aby byl povrch co nejvíce hladký, ale zachoval si svůj tvar. Při tom vzniká nebezpečí, že se kromě nerovností povrchu vyhladí také jeho detaily. Proto musíme stanovit vhodnou míru vyhlazení, abychom dostali dostatečně hladký povrch a zachovali požadované detaily.

Pro vyhlazení povrchu musíme určit novou polohu jeho uzlů. K tomu slouží různé metody. V našem případě byla použita metoda váženého průměrování poloh uzlů vůči jejich sousedům. V podstatě jde o prosté průměrování pozic uzlů. Změna je v tom, že se uzel neposune přímo do vypočtené průměrné pozice, ale pouze o část tohoto posunutí. Míru tohoto posunutí určuje váhový parametr.

Nevýhodou uvedeného postupu je degradace povrchu, který je složen z relativně malého počtu prvků. To se projevuje zmenšováním a zužováním objektů. V našich aplikacích se tento problém výrazně neprojevuje. Povrch objektů je totiž tvořen relativně velkým počtem malých trojúhelníků. Charakter tvaru povrchu objektů je tvořen (držen) velkým počtem uzlů. Během vyhlazování tak dochází především k lokálnímu zarovnání povrchu a výrazné změny tvaru objektu se nestihnou rozšířit.

6.1.3 Redukce počtu trojúhelníků povrchové sítě

Při tvorbě povrchu objektu metodou Marching cubes pracujeme na úrovni voxelů, kterých je relativně hodně. Proto dostáváme poměrně velký počet povrchových trojúhelníků. Pokud bychom takový povrch použili jako základ tvorby FEM modelu, dostali bychom síť s velmi velkým počtem tetrahedrů. To by však zhoršilo nebo zneumožnilo řešitelnost příslušné FEM úlohy. Proto je potřeba snížit (redukovat) počet povrchových trojúhelníků. Cílem tohoto procesu je v maximální míře redukovat počet povrchových trojúhelníků, při zachování tvaru původního povrchu objektu s danou přesností.

Vzhledem k potřebě získat kvalitní povrch, byl pro naše aplikace použita metoda „*Quadric-based polygonal surface simplification*“ [12]. Tato metoda provádí postupnou redukci hran povrchu. Při tom jsou vždy dva uzly povrchu tvořící hranu redukovány do jednoho nového uzlu. Trojúhelníky, které sdílely původní dva uzly jsou upraveny na nový uzel. Tím je zajištěno zachování kompaktnosti a orientace povrchu. Dále tento postup umožňuje dobře kontrolovat a řídit výslednou kvalitu redukováného povrchu.

6.1.4 Zajištění kvality redukované povrchové sítě

Pro naše aplikace je důležitá kvalita povrchové sítě trojúhelníků. Prakticky to znamená, aby povrchové trojúhelníky nebyly příliš protažené nebo deformované. Pokud by povrch obsahoval takové trojúhelníky, způsobovalo by to poruchy kvality navazující sítě tetrahedrů.

Počáteční povrch, získaný metodou Marching cubes a vyhlazením je složen z velkého počtu pravidelných trojúhelníků. Má tedy optimální kvalitu. Redukcí počtu povrchových trojúhelníků dochází ke zhoršování kvality povrchu. Kritéria pro redukci povrchu nehlídají kvalitu vznikajících trojúhelníků. Redukovaný povrch proto obsahuje velký počet protáhlých a jinak deformovaných trojúhelníků, což je pro nás nežádoucí. Z toho důvodu musíme během redukce povrchu hlídat kvalitu trojúhelníků a nedovolit, aby překročila danou mez. Toto hlídání je zajištěno tak, že se těsně před redukcí hrany provede kontrola kvality potencionálně vzniklých trojúhelníků. Jestliže jejich kvalita přesáhne danou mez, redukce této hrany se neprovede.

Touto jednoduchou modifikací algoritmu pro redukci povrchu dosáhneme toho, že redukováný povrch nebude obsahovat trojúhelníky horší kvality, než je daný limit. Hlídaní kvality se samozřejmě projeví poněkud větším konečným počtem trojúhelníků povrchu, při stejných parametrech redukce. Toto zvýšení je však vzhledem k celkovému původnímu počtu trojúhelníků zanedbatelné. Zlepšení kvality povrchu bude mít dobrý vliv na kvalitu sítě tetrahedrů, kterou z tohoto povrchu vytvoříme. To se projeví celkově menším počtem tetrahedrů výsledného FEM modelu.

6.2 Sestrojení sítě tetrahedrů z povrchu

Dalším krokem povrchové strategie tvorby FEM modelů je vytvoření sítě tetrahedrů na základě povrchu modelovaného objektu. Vstupem jsou vektorové povrchy objektů složené z trojúhelníků. Výsledkem mají být sítě tetrahedrů, které je zcela vyplní a zároveň dodrží jejich povrch.

Pro tvorbu sítě tetrahedrů u povrchové strategie byla zvolena Delaunayova triangulace. Jak bylo uvedeno, Delaunayova triangulace není metodou nebo algoritmem pro její sestrojení. Určuje pouze vlastnosti příslušné sítě tetrahedrů. Existuje několik algoritmů, které umožňují její sestrojení. Pro naše aplikace byl zvolen „*Inkrementální algoritmus sestrojení Delaunayovy triangulace*“ [13]. Jeho podstatou je postupné vkládání nových uzlů do již existující Delaunayovy triangulace. Nový uzel je do sítě tetrahedrů začleněn tak, aby vznikla opět Delaunayova triangulace. Inkrementální algoritmus představuje jádro, nad kterým jsou prováděny všechny další operace se sítí tetrahedrů.

6.2.1 Zajištění dodržení povrchu objektu

V kapitole 4.3 jsme se zmínili o tom, že Delaunayova triangulace není schopna zaručit dodržení povrchu, nad jehož uzly je sestrojena. Je proto potřeba dodatečně zajistit, aby byl daný povrch dodržen. Nejde nám totiž o sestrojení Delaunayovy triangulace pro dané uzly. Jde o vytvoření sítě tetrahedrů, která by dokonale vyplňovala daný povrch a tak tvořila FEM model příslušného objektu. Pro zajištění dodržení povrchu Delaunayovou triangulací existují dvě metody: *Constrained Delaunayova triangulace* nebo *Vkládání nových uzlů pro posílení povrchu*.

Pro naše aplikace byla zvolena druhá z nich, tedy *metoda posílení povrchu vkládáním nových uzlů*. Při ní se dělením povrchových hran vytvářejí nové uzly. Ty se zároveň vkládají do Delaunayovy triangulace. Jde o vzájemné přizpůsobování povrchu a sítě tetrahedrů. Přidáváním uzlů roste rozsah výsledného FEM modelu. V konečném důsledku se však přidané povrchové uzly projeví na zlepšení kvality sítě tetrahedrů. To způsobí menší přírůstek uzlů a tetrahedrů během optimalizace kvality sítě. Nad uzly povrchu je tedy vytvořena síť tetrahedrů jako čistě Delaunayova triangulace. Teprve potom je dodatečně provedeno tzv. *usazení daného povrchu* na získanou síť.

Použijeme-li pro vytvoření sítě tetrahedrů na základě povrchu objektu Delaunayovu triangulaci, získáme síť, která vyplňuje konvexní obálku tohoto objektu. Abychom získali pouze tu část sítě, která je uzavřena povrchem objektu, musíme zrušit její přebytečné tetrahedry. Přebytečné tetrahedry můžeme ze sítě vymazat. Problémem je určit, které to jsou. K jejich nalezení můžeme s výhodou použít usazený povrch objektu, jestliže je uzavřený a orientovaný (normály všech povrchových prvků směřují buď ven nebo dovnitř objektu).

6.3 Zajištění kvality sítě prvků

Posledním krokem povrchové strategie tvorby FEM modelů je optimalizace kvality získané sítě tetrahedrů. Vstupem je síť tetrahedrů sestavená jako Delaunayova triangulace s usazeným povrchem. Výsledkem má být síť tetrahedrů upravená tak, aby její kvalita dosahovala požadované úrovně.

Při optimalizaci kvality pravděpodobně dojde k nárůstu počtu uzlů a prvků sítě. To je pro FEM modely nežádoucí, protože tím roste náročnost FEM řešení. Jde tedy o kvalitativní zlepšení sítě při jejím co nejmenším kvantitativním nárůstu.

Pro zlepšení kvality sítě tetrahedrů můžeme použít dvě hlavní skupiny metod. První je *Delaunayovská optimalizace*, která pro zlepšení kvality vkládá do sítě tetrahedrů další uzly. Efektivní je vkládání středů opsaných koulí nekvalitních tetrahedrů. Druhou možností jsou *empirické optimalizační metody*, které provádí lokální operace s tetrahedry pomocí swapování, dělení a redukce hran. Pro naše aplikace byly použity všechny empirické metody ve vzájemné kombinaci. Nejprve je snaha zlepšit kvalitu swapováním hran [9]. Pokud to nejde, provede se rozdělení lokálně maximální hrany nekvalitního prvku [28] [29] [30]. Jestliže délka některé z hran klesne pod daný limit, je redukována. Po každém použití jedné z uvedených metod se provede relaxace uzlů v nejbližším okolí uskutečněné změny. Tím dosáhneme lepšího rozložení uzlů sítě, což má vliv na její kvalitu. Relaxace se týká pouze vnitřních uzlů. Uzly ležící na povrchu se nehýbou, aby byl zachován povrch objektu.

6.4 Programová realizace

Popisované řešení tvorby FEM modelů tkání na základě CT/MR dat bylo realizováno formou skupiny šesti počítačových programů. Tyto programy zajišťují celý proces automatického převodu CT/MR dat na FEM model dané tkáně.

Programy byly vytvořeny v jazyce C++ na platformě Win32. Od počátku však byly koncipovány tak, aby je bylo možné snadno převést na jakoukoli jinou počítačovou platformu, např. různé Unixy, MacOS atd. Kvůli přenositelnosti je většina programů vytvořena bez uživatelského rozhraní (GUI), ve formě příkazové řádky. Jejich ovládnání se provádí pomocí textových konfiguračních souborů a parametrů příkazové řádky. Výjimku tvoří program Transfer, který má grafické uživatelské rozhraní a je určen pro interaktivní prohlížení a zpracování CT/MR dat.

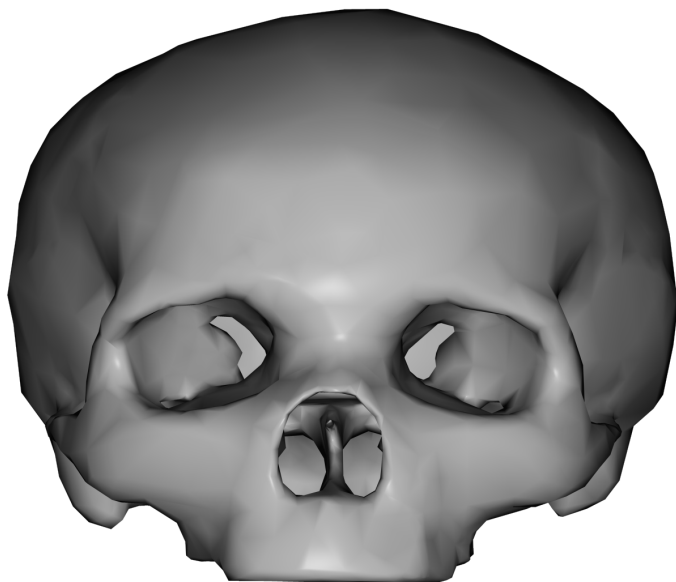
Během tvorby FEM modelů se pracuje s velkým množstvím vektorových elementů typu uzly, hrana, trojúhelník a tetrahedr. Aby vytvořené programy fungovaly efektivně a rychle, bylo potřeba implementovat vhodné algoritmy, které by umožnily obsluhu těchto dat a rychlé vyhledávání požadovaných elementů podle zvolených kritérií a vzájemných vazeb. K tomuto účelu bylo vyvinuto jádro správy geometrických dat. To je také základem všech popisovaných programů. Toto jádro dále zajišťuje čtení a zápis geometrických dat do souborů a správu paměti.

7 Příklady použití

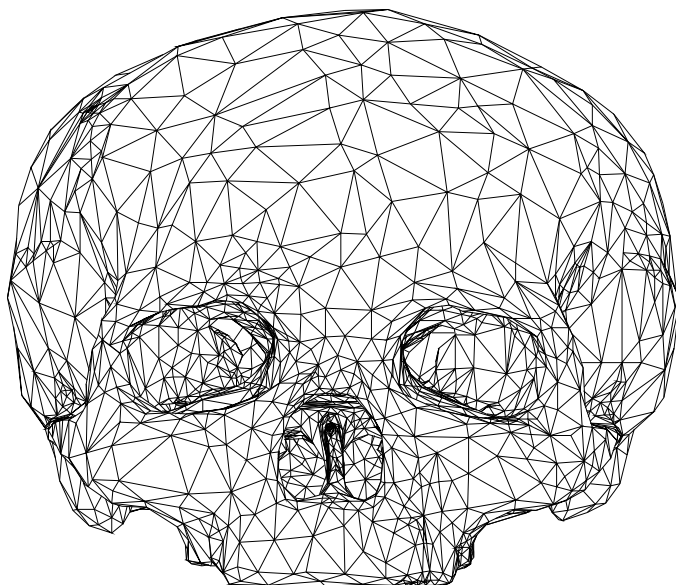
Pro ověření funkcí a vlastností navrženého řešení a spolehlivosti vytvořených programů, byly s jejich pomocí sestrojeny čtyři FEM modely různých kostních tkání lidského těla. Vstupem pro tento proces byla CT data nasnímaná na CT Elscint Elect 2000 ve Fakultní nemocnici u svaté Anny v Brně. Demonstrační FEM modely byly vytvořeny pro lebku bez čelisti (tab. 1, obr. 1 až 8), čelist, pánevní kost a pro horní část stehenní kosti. Následující tabulka a obrázky ukazují parametry a podobu vytvořeného FEM modelu lidské lebky.

Tabulka 1: Průběh tvorby FEM modelu lebky

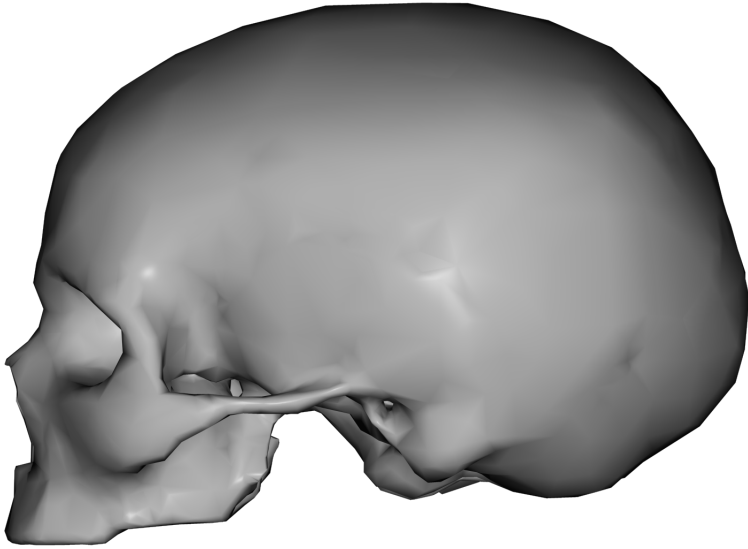
	Počet uzlů	Počet troj.	Počet tetra.	Čas [s]
Marching cubes	478 646	957 356	—	134
Redukce povrchu	4 473	9 018	—	995
Delan. triangulace	7 680	—	24 859	60
Optimalizace	10 911	—	38 983	105
Celkový čas				1 294



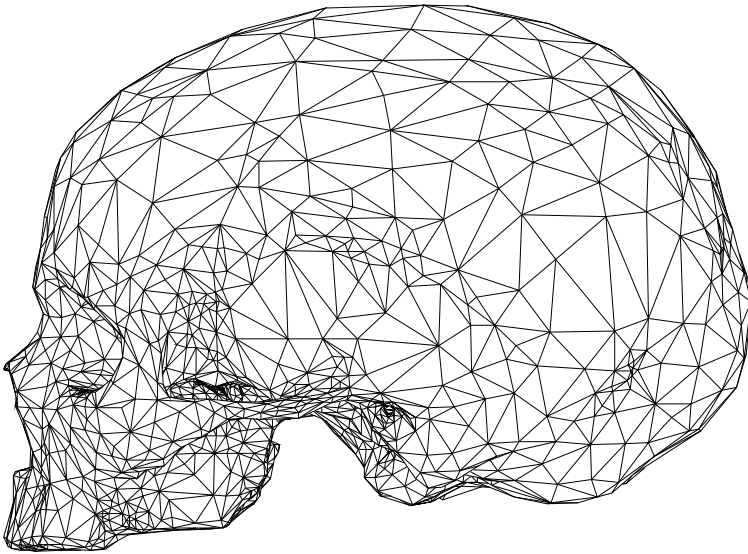
Obr. 1: FEM model lebky, pohled zepředu, rendering



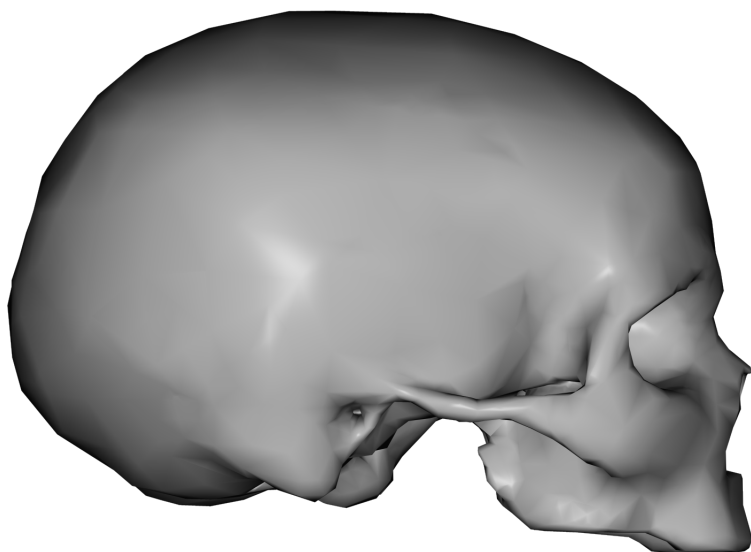
Obr. 2: FEM model lebky, pohled zepředu, skryté hrany



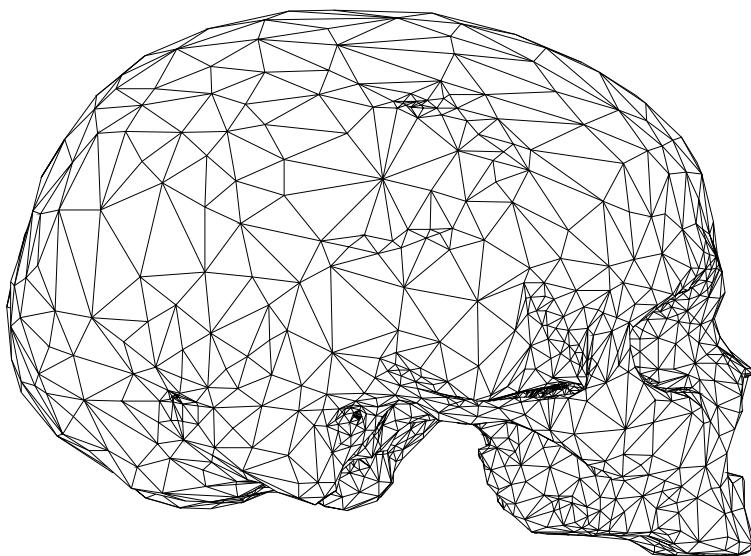
Obr. 3: FEM model lebky, pohled zleva, rendering



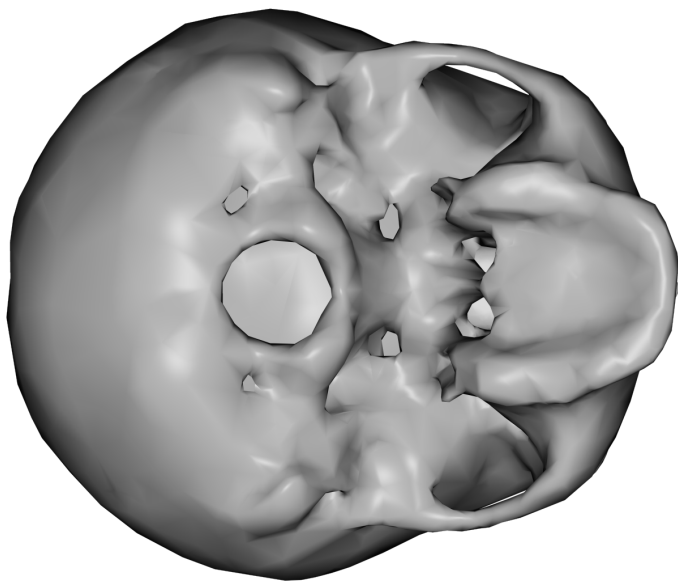
Obr. 4: FEM model lebky, pohled zleva, skryté hrany



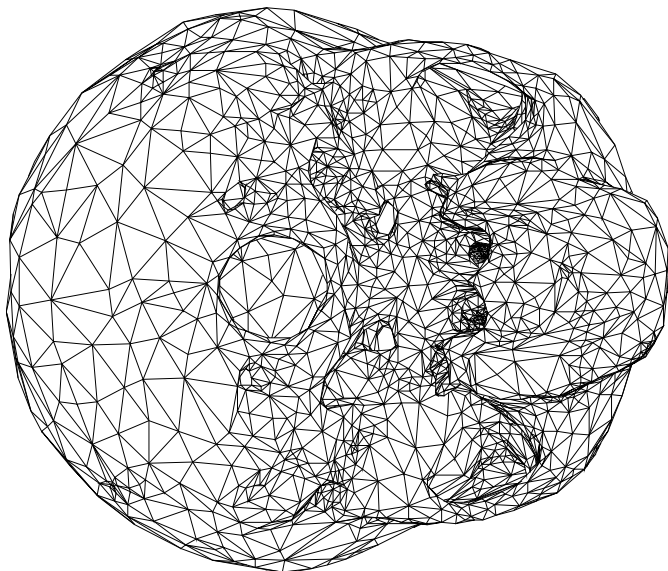
Obr. 5: FEM model lebky, pohled zprava, rendering



Obr. 6: FEM model lebky, pohled zprava, skryté hrany



Obr. 7: FEM model lebky, pohled zespodu, rendering



Obr. 8: FEM model lebky, pohled zespodu, skryté hrany

8 Závěr

8.1 Shrnutí dosažených výsledků

V práci bylo dosaženo následujících výsledků:

1. Rozbor vlastností a charakteristik CT/MR dat.
CT/MR data jsou rastrová objemová data. Jejich segmentací získáme voxel modely tkání. Ty slouží jako výchozí data pro další etapy řešení.
2. Rozbor problematiky tvorby FEM modelů z rastrových objemových dat.
FEM modely mají objemovou vektorovou reprezentaci. Potřebujeme tedy převést rastrovou reprezentaci na vektorovou. Použít můžeme „*klasickou metodu*“, která spočívá v ruční přípravě vektorových dat, podle kterých je ve FEM systému vytvořen výpočtový model. Kvůli složité geometrii tkání je výhodnější použít „*metodu přímé generace*“, která přímo z rastrových dat automaticky vytvoří FEM modely. K tomu je vhodné použití tetrahedrů.
3. Přehled současného stavu tvorby FEM modelů složených z tetrahedrů.
Pro tvorbu FEM modelů složených z tetrahedrů je možné použít následující metody: Triangulace oktalového stromu, Delaunayova triangulace, Constrained Delaunayova triangulace a Advancing front. Podstatnou součástí procesu tvorby FEM modelů je také optimalizace kvality výsledného modelu.
4. Formulace strategií tvorby FEM modelů z rastrových objemových dat.
Na základě provedených rozborů byly formulovány dvě strategie řešení, objemová a povrchová. Objemová strategie přímo převádí voxely na tetrahedry. Povrchová strategie pracuje s povrchem objektu, který je vyplněn tetrahedry. Pro konkrétní řešení byla vybrána povrchová strategie, z důvodu nižších paměťových nároků, v kombinaci s Delaunayovou triangulací.
5. Návrh konkrétního řešení tvorby FEM modelů z rastrových objemových dat.
Byly navrženy a popsány konkrétní algoritmy pro jednotlivé kroky tvorby FEM modelů z voxel modelů tkání. Jsou to: vektorizace povrchu voxel modelu, vyhlazení povrchu, redukce povrchu, vyplnění povrchu sítí tetrahedrů, dodržení povrchu sítí tetrahedrů a optimalizace kvality výsledného FEM modelu.
6. Realizace navrženého řešení formou počítačových programů.
Navržené řešení bylo realizováno formou série počítačových programů. Jejich úkolem je zajišťovat celý proces tvorby FEM modelů. Ten v sobě zahrnuje import CT/MR dat, jejich prohlížení a archivaci, segmentaci, vektorizaci a upravení povrchu, až po vytvoření a optimalizaci výsledného FEM modelu. Některé z realizovaných programů jsou již nyní prakticky používány ve Fakultní nemocnici u sv. Anny v Brně, na klinice zobrazovacích metod.

7. Ověření vlastností navrženého řešení na konkrétních příkladech.

Aby bylo možné ověřit skutečné vlastnosti navrženého řešení a funkčnost vytvořených programů, byly vygenerovány čtyři FEM modely. Konkrétně: lidská lebka, čelist, pánev a horní části stehenní kosti. Tyto modely byly vytvořeny zcela automaticky, na základě CT dat z Fakultní nemocnice u sv. Anny v Brně. Použity byly pouze programy vytvořené v rámci této práce.

8.2 Přínos dosažených výsledků pro praxi

Hlavní oblast využití FEM modelů lidských tkání je ve vědním oboru „Biomechanika člověka“. Výsledky tohoto interdisciplinárního oboru mají své uplatnění především v medicíně, kde přímo ovlivňují kvalitu ošetření pacientů. Tak se předložené řešení nepřímo podílí na zvyšování úrovně našeho zdravotnictví. Dosažené výsledky a řešení jednotlivých problémů a algoritmů je navíc možné použít pro mnoho dalších aplikací v medicíně i biomechanice.

Konkrétní uplatnění nacházejí dosažené výsledky v současné době např. při řešení grantového projektu GA 106/98/K019 a na Ústavu mechaniky těles FSI VUT v Brně.

Hlavní přínosy pro biomechaniku jsou:

1. Možnost výpočtového modelování složitých prostorových tkání, což dosud nebylo proveditelné nebo pouze s velkými zjednodušeními.
2. Úspora velkého množství ruční přípravy FEM modelů klasickou metodou.
3. Zkrácení doby přípravy FEM modelu z týdnů až měsíců na hodiny.
4. Díky plně automatickému procesu tvorby FEM modelů je možné rychle vytvořit velké množství FEM modelů pro srovnávací úlohy v biomechanice.

8.3 Perspektiva dalšího vývoje

Současný stav řešení jistě není konečný. Je ještě mnoho dalších úkolů. Do budoucna je perspektivní zaměřit se na následující vlastnosti:

1. Zrychlení běhu programů a snížení jejich paměťové náročnosti.
2. Tvorba vzájemně navazujících FEM modelů pro skupiny různých tkání.
3. Efektivnější postupy optimalizace kvality FEM modelů.
4. Možnost lokálních úprav sítě FEM modelů, zjemnění, kvalita, rozměry prvků.
5. Redukce počtu prvků a uzlů FEM modelů.
6. Možnost kombinovat a propojovat FEM modely vytvořené různými metodami.
7. Tvorba FEM modelů pro hexahedry, případně převod z tetrahedrů na hexahedry.

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] Balendran B.: A Direct Smoothing Method For Surface Meshes. In: Proceedings, 8th International Meshing Roundtable, South Lake Tahoe, USA, 1999, s. 189-193
- [3] Berzins M.: Based Mesh Quality for Triangular and Tetrahedral Meshes. In: Proceedings, 6th International Meshing Roundtable, Sandia National Lab, USA, 1997, s. 427-436
- [4] 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
- [5] Cavalcanti P. R., Ulisses T. M.: 3D Constrained Delaunay triangulation. In: Proceedings, 8th International Meshing Roundtable, South Lake Tahoe, CA, USA, s.119-129
- [6] 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
- [7] Drastich A.: *Zobrazovací systémy v lékařství*. 1. vyd. Brno, Rektorát VUT v Brně 1990, 512 s., ISBN 80-214-0220-2
- [8] Fleischmann P., Selberherr S.: Three-Dimensional Delaunay Mesh Generation Using a Modified Advancing Front Approach. In: Proceedings, 6th International Meshing Roundtable, Sandia National Lab, USA, 1997, s. 267-278
- [9] Freitag L. A., Gooch C. O.: A Comparison of Tetrahedral Mesh Improvement Techniques. In: Proceedings, 5th International Meshing Roundtable, Sandia National Lab, USA, 1996, s. 87-106
- [10] Freitag L. A., Knupp P. M.: Tetrahedral Element Shape Optimization via the Jacobian Determinant and Condition Number. In: Proceedings, 8th International Meshing Roundtable, South Lake Tahoe, CA, USA, 1999, s. 247-258
- [11] Frey P. J., Marechal L.: Fast Adaptive Quadtree Mesh Generation. In: Proceedings, 7th International Meshing Roundtable, Sandia National Lab, USA, 1998, s. 211-224

- [12] Garland M., Heckbert, P.: Surface simplification using quadric error metrics. In: Proceedings, Siggraph 97, USA, 1997, s. 209-216
- [13] George P. L., Borouchaki H.: Delaunay triangulation and meshing. 1. vyd. Paris, Hermes 1998, 413 s., ISBN 2-86601-692-0
- [14] Kršek P.: Tvorba prostorového modelu objektů na základě dat získaných Počítačovou tomografií. In: Sborník, Engineering mechanics 95, Praha, ITAVCR, 1995, s. 297-300, ISBN 80-85918-08-0
- [15] Kršek P.: Současné možnosti přenosu dat z Počítačového tomografu, jejich zpracování a využití v lékařské praxi a v biomechanice. In: Sborník, Engineering mechanics 96, Brno, UMT FSI VUT Brno, 1996, s. 183-188, ISBN 80-214-0747-6
- [16] Kršek P.: Zkušenosti s převodem informací z Počítačové tomografie do systémů MKP. In: Sborník, Biomechanika člověka 1996, Praha, ITAM ASCR, 1996, s. 111-114
- [17] Kršek P.: Aplikace 3D rekonstrukcí lidských tkání pro CAD/CAM/FEM podporu v medicíně. In: Sborník, XL. international machine elements departments conference, Žilina, University of Žilina - Faculty of mechanical engineering, 1996, s. 198-201
- [18] Kršek P.: Přímá generace sítě objemových prvků na základě CT/MR dat, pro FEM řešení úloh v biomechanice. In: Sborník, Interakce a zpětné vazby 99, Praha, ITAVCR, 1999, s. 97-104, ISBN 80-85918-50-1
- [19] 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
- [20] 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
- [21] 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
- [22] 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

- [23] 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
- [24] 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
- [25] Lorensen W., Cline H.: Marching cubes, A high resolution 3D surface construction algorithm. In: Proceedings, Siggraph 87, USA, 1987, s. 163-169
- [26] 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
- [27] Owen S. J.: A Survey of Unstructured Mesh Generation Technology. In: Proceedings, 7th International Meshing Roundtable, Sandia National Lab, USA, 1998, s. 239-267
- [28] Rivara M. C., Inostosa P.: A Discussion on Mixed (Longest-Side Midpoint Insertion) Delaunay Techniques for the Triangulation Refinement Problem. In: Proceedings, 4th International Meshing Roundtable, Sandia National Lab, USA, 1995, s. 321-333
- [29] Rivara M. C.: New Mathematical Tools and Techniques for the Refinement and or Improvement of Unstructured Triangulations. In: Proceedings, 5th International Meshing Roundtable, Sandia National Lab, USA, 1996, s. 77-86
- [30] Rivara M. C., Hitschfeld N.: LEPP-Delaunay algorithm: a robust tool for producing size-optimal quality triangulations. In: Proceedings, 8th International Meshing Roundtable, South Lake Tahoe, CA, USA, 1999, s. 205-220
- [31] 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
- [32] Schroeder W. J., Zarge J. A., Lorensen W. E.: Decimation of triangle meshes. In: Proceedings, Siggraph 92, USA, 1992, s. 65-70
- [33] Seveno E.: Towards an adaptive advancing front method. In: Proceedings, 6th International Meshing Roundtable, Sandia National Lab, USA, 1997, s. 349-360
- [34] Žara J., Beneš B., Felkel P.: Moderní počítačová grafika. 1. vyd. Praha, Computer press 1998, 448 s., ISBN 80-7226-049-9

Summary

This report is dealing with problems of creating FEM models of human tissues from CT/MR data. Applications of the models fall into the interdisciplinary branch of science called "Biomechanics of man". It tries to solve medical problems by technical and mechanical methods, usually by FEM modeling. For the purpose it is important to have FEM models of tissues. Geometry of the tissues is necessary for creation of the models. The best source of the geometry are medical diagnostic imaging methods such as CT or MR.

The first part includes the analysis of attributes of the CT/MR data with raster volume representation. The FEM models have vector representation. Therefore we need to transform raster volume CT/MR data to vector FEM models. Geometry of the tissues is usually very complicated and has a strong influence on the transformation. That is why we are looking for fully automatic transformation methods. Manual creating of the FEM models is very complicated or even impossible. Complicated geometry of the tissues is also the reason for using tetrahedrals only.

A brief analysis follows of today's situation in the area of automatic creation of FEM tetrahedrals models. The strategy of solution is formulated by the analysis. Detailed description of the solution follows. In it there are described the used algorithms, which are realized as computer programs. The results achieved are shown in tables and pictures, for FEM models of skull, jaw, pelvis and hip joint.

At the end of the report there is a summary of the solution, its contribution to the practice of biomechanics and medicine, with perspective of future work.

Autorovo CV

Narodil jsem se 30.12. 1969 v Ostravě. Tam jsem v letech 1976-1984 absolvoval základní školu. Potom jsem byl v roce 1984 přijat na střední průmyslovou školu strojní v Ostravě, kterou jsem v roce 1988 ukončil maturitou. Na podzim 1988 jsem nastoupil ke studiu na Fakultě strojní VUT v Brně. V roce 1993 jsem úspěšně složil státní závěrečnou zkoušku na Ústavu konstruování. Ve stejném roce jsem byl na tomto ústavu přijat k internímu doktorandskému studiu. V listopadu 1996 jsem úspěšně vykonal rigorózní zkoušku. Od prosince 1996 do dubna 1998 jsem absolvoval náhradní vojenskou službu. Během této doby jsem přešel na externí doktorandské studium. Od června 1998 jsem nastoupil na Ústavu konstruování FSI VUT v Brně jako odborný asistent.

Během svého studia jsem se věnoval především počítačové podpoře konstruování, počítačové grafice a 3D modelování. Mou specializací se postupně staly aplikace počítačové grafiky a 3D modelování v medicíně, zvláště v radiologii. Teze k rigorózní zkoušce měly téma: „Tvorba geometrických modelů tkání lidského těla na základě dat z Počítačového tomografu“.

Seznam publikací autora

- [1] Kršek P.: Tvorba prostorového modelu objektů na základě dat získaných Počítačovou tomografií. In: Sborník, Engineering mechanics 95, Praha, ITAVCR, 1995, s. 297-300, ISBN 80-85918-08-0
- [2] Kršek P.: Současné možnosti přenosu dat z Počítačového tomografu, jejich zpracování a využití v lékařské praxi a v biomechanice. In: Sborník, Engineering mechanics 96, Brno, UMT FSI VUT Brno, 1996, s. 183-188, ISBN 80-214-0747-6
- [3] Kršek P.: Zkušenosti s převodem informací z Počítačové tomografie do systémů MKP. In: Sborník, Biomechanika člověka 1996, Praha, ITAM ASCR, 1996, s. 111-114
- [4] Kršek P.: Aplikace 3D rekonstrukcí lidských tkání pro CAD/CAM/FEM podporu v medicíně. In: Sborník, XL. international machine elements departments conference, Žilina, University of Žilina - Faculty of mechanical engineering, 1996, s. 198-201
- [5] Kršek P.: Přímá generace sítě objemových prvků na základě CT/MR dat, pro FEM řešení úloh v biomechanice. In: Sborník, Interakce a zpětné vazby 99, Praha, ITAVCR, 1999, s. 97-104, ISBN 80-85918-50-1
- [6] 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
- [7] 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
- [8] 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
- [9] 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
- [10] Kršek P.: Automatic generation of FEM models of human skull and other parts of skeleton from CT data. In: Sborník, Biomechanics of man 2000, Olomouc, Faculty of Physical culture UP Olomouc, 2000, s. 74-77, ISBN 80-244-0193-2

- [11] Kršek P.: Tvorba MKP modelů vokálního traktu pro české samohlásky. In: Sborník, Interaction of dynamic systems with surroundings and systems with feedbacks 2000, Praha, IT AVCR, 2000, s. 103-110, ISBN 80-85918-58-7
- [12] Příkryl K. Kršek P.: Dynamická analýza výpočtového modelu lidské lebky. In: Sborník, Interaction of dynamic systems with surroundings and systems with feedbacks 2000, Praha, IT AVCR, 2000, s. 103-110, ISBN 80-85918-58-7