



## COMPERATIVE STUDY OF FE MODELS OF HUMAN FEMUR CONSTRUCTED BY DIFFERENT APPROACHES

Daniel Kytýř, Jitka Jírová, Ondřej Jiroušek \*

**Summary:** *Methods for fully-automatic generation of FE model are shortly discussed in the paper. There are two basic principles of reconstruction, voxel-based and volume-based methods. The voxel model generation is based on checking all pixel values and defining voxels by means of the selected pixels. Development of the volume model is usually divided into three procedures: tissue segmentation, contour model definition and surface area definition. Three FE models of femur were considered: (i) cortical model (ii) spongio-cortical model with homogeneous cancellous tissue (iii) spongio-cortical model with heterogeneous cancellous tissue. These models were compared in a simple stress analysis. FE analyses results of all these models are compared with results of experiments conducted using fresh cadaver femur and strain-gauge measurement.*

### 1. Úvod

Jedním z aktuálních problémů výpočtové biomechaniky je tvorba modelů orgánů na základě CT snímků, využitelných pro analýzu napětí pomocí metody konečných prvků. V tomto článku jsou popsány „voxel-based“ a „volume-based“ metody tvorby konečněprvkových modelů femuru a porovnány jednotlivé modely těmito metodami vytvořené. Numerická analýza napětí modelů vychází z maximálního fyziologického zatížení při stožení na jedné noze, jejich výsledky jsou známy z předešlých experimentů [2].

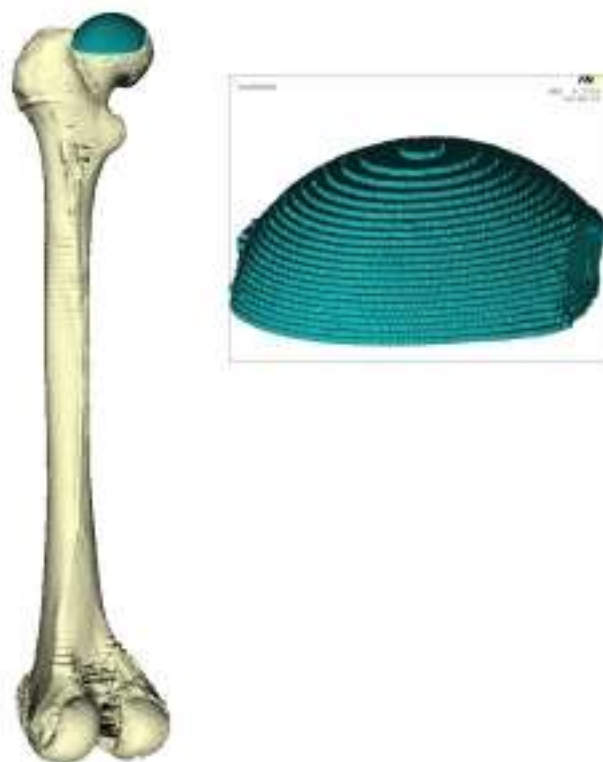
### 2. Tvorba modelů

Díky novým medicínským snímkovacím technikám máme k dispozici dostatečné množství vhodných dat. Z těchto dat jsme schopni zcela automaticky rekonstruovat velmi detailní modely i těch nejsložitějších orgánů. Při rekonstrukci orgánů máme na výběr ze dvou základních přístupů k této problematice. Jedná se o voxel-based a volume-based metody.

---

\* Ing. Daniel Kytýř, Doc. Ing. Jitka Jírová, CSc., Ing. Ondřej Jiroušek, Ph.D., Ústav teoretické a aplikované mechaniky AV ČR, Prosecká 76, 190 00 Praha 9, mail: {kytyr, jirova, jirousek}@itam.cas.cz

První možností pro tvorbu modelů je využití voxelů. Tato metoda je založena na postupném zjišťování hodnot jednotlivých odstínů šedi ve všech zobrazovacích bodech (pixelech) celé zkoumané sekvence CT snímků. Jelikož jsou hodnoty odstínů šedi jednotlivých tkání známé, můžeme poměrně přesně určit mezní hodnotu pixelů náležících hledané tkáni. Jestliže odstín zkoumaného bodu je v intervalu hodnot odpovídajících hledaným tkáním, náleží bod vznikajícímu modelu. Kolem tohoto bodu vytvoříme kvádr o hranách velikosti pixelu a vzdálenosti snímků. Pokud mají všechny zdrojové snímky stejné rozlišení a vzdálenost snímků je v celé sekvenci stejná, mají všechny kvádry stejnou velikost. V ideálním případě, kdy je vzdálenost snímků rovna velikosti pixelu, mají prvky tvar krychle. Vrcholy těchto kvádrů jsou uzlovými body sítě konečných prvků. Kvádry, nazývané voxely, jsou pak lineárními osmiuzlovými prvky. Takto vzniklým prvkům přiřadíme materiálové charakteristiky dle odstínu testovaného bodu. Celou proceduru opakujeme na všech bodech celé sekvence snímků. Uzlové body se stejnými souřadnicemi slučujeme.

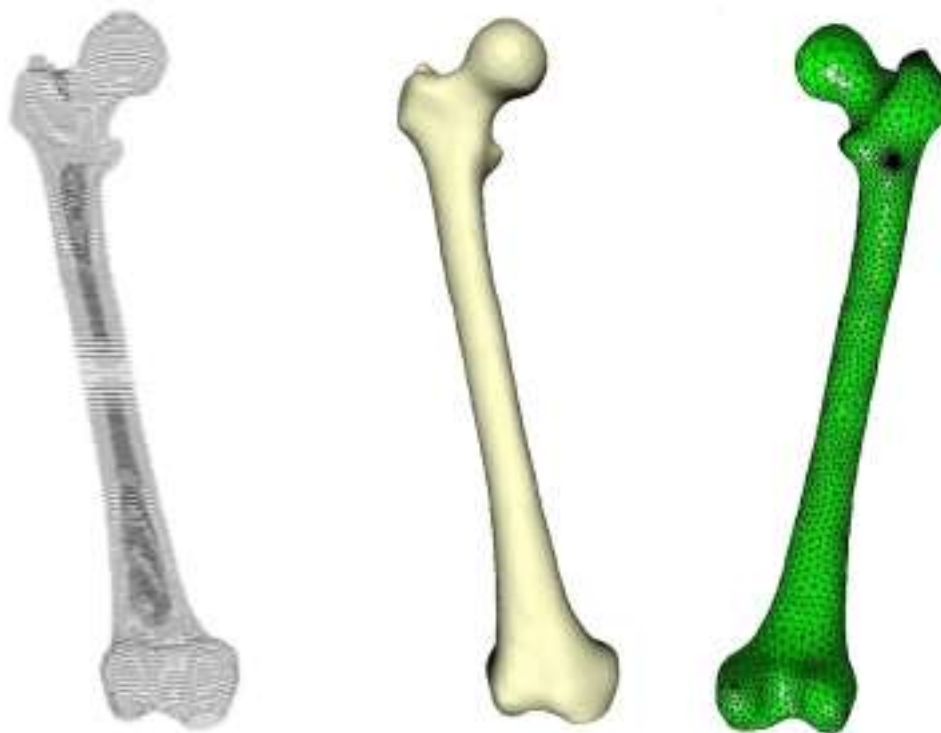


Obr. 1 Voxel model

Výhodou této metody je snadné přiřazení materiálových charakteristik jednotlivým prvkům modelu a snadná automatizace celé rekonstrukce. Nevýhodou je závislost sítě konečných prvků na rozlišení a kvalitě zdrojových dat. Další nevýhodou je velmi velký počet prvků a tím i velká náročnost úloh.

Druhou možností je vytvoření objemového modelu pomocí kontur a povrchových ploch. Prvním krokem při tvorbě modelu je oddělení hledané tkáně od ostatních tkání pomocí prahového filtru. Dalším krokem je nalezení okraje tkáně a definování lomených čar tvořících

kontury v jednotlivých snímcích. Nalezením kontur v celé sekvenci snímků vznikne prostorový vrstevnicový model. Vrstevnicový model je pokryt povrchovou plochou. Tato povrchová plocha se dále optimalizuje. Vytvořený geometrický model femuru je využitelný pro analýzu napětí pomocí metody konečných prvků.



Obr. 2 Postup tvorby objemového modelu

Výhodou této metody je snadná změna zahuštění a tvaru povrchové sítě pomocí optimalizace například užitím Laplaceova vyhlazení. Nevýhodou této metody je nemožnost přiřazení různých materiálových charakteristik oblasti definované jednou povrchovou plochou. Vytvoření jednoho modelu s různými materiálovými charakteristikami tvořeného mnoha povrchovými plochami se též nejeví jako optimální řešení. Pokud se ale výrazně materiálově liší povrch orgánu od jeho vnitřní části, lze povrch definovat jako skořepinu a vnitřní část jako objemový model.

### 3. Materiály použité v modelech

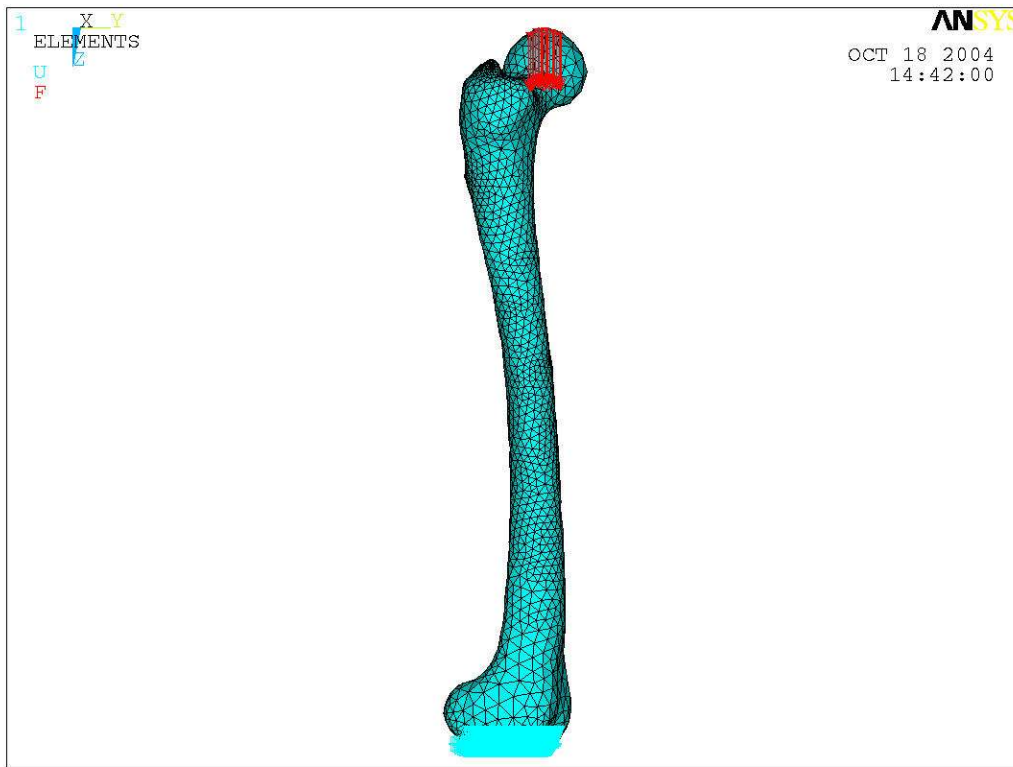
Aby bylo možné porovnat vytvořené modely se skutečnými kostmi, musí se shodovat nejen v geometrii, ale také by měla být zachována shoda materiálová. Kostí jsou tvořeny kostní tkání dvou hlavních forem, kostní tkání kortikální na povrchu a spongiózní vyplňující kloubní konce kostí. Různé hustoty tkání jsou na CT snímcích zobrazeny jednotlivými odstíny šedi. Hustota spongiózy se pohybuje v rozmezí  $1600 - 1800 \text{ kgm}^{-3}$ , hustota kortikális v rozmezí  $1700 - 2000 \text{ kgm}^{-3}$ . Bylo zjištěno [1], že modul pružnosti spongiózy roste s třetí mocninou hustoty.

$$E = konst. * \rho^3 \quad (1)$$

Spongióza je velmi nehomogenní materiál s modulem pružnosti v řádu stovek megapascalů, modul pružnosti kortikális, kterou můžeme považovat za homogenní materiál je přibližně 17000 MPa. Poissonovo číslo je 0,23 [1].

#### 4. Zatížení a podepření

Jelikož budeme výsledky numerické analýzy porovnávat s experimentálním měřením, mělo by se zatížení modelů s experimentem shodovat. Zatěžovací sílu o velikosti 2500 N necháme působit na vrchní část hlavice femuru. Síla působí v uzlových bodech kulového vrchlíku o výšce 5mm, její výslednice směřuje od nejvyššího bodu hlavice femuru do místa uprostřed mezi kondyly.



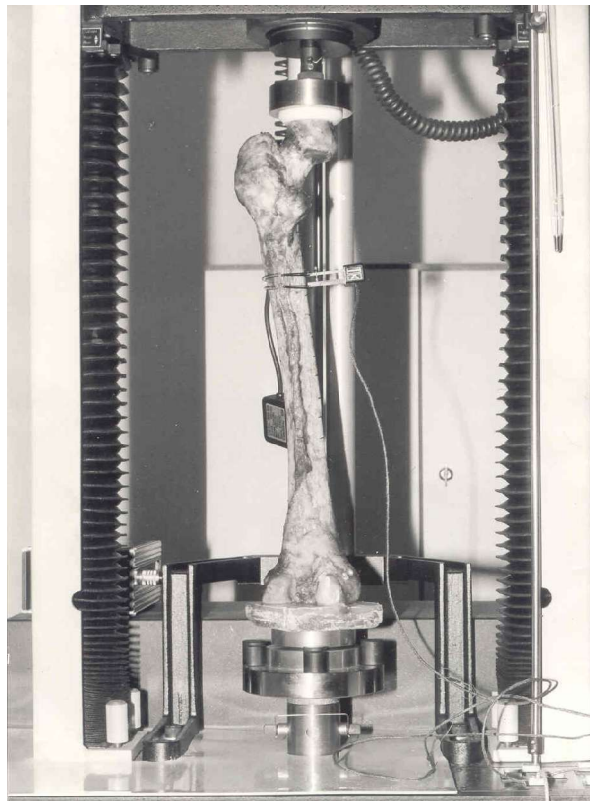
Obr. 3 Zatížení a podepření objemového modelu

V průběhu experimentu byly femury zatíženy tak, že síla na ně působící směřovala kolmo dolů a parpsek této síly procházel středem hlavice femuru a středem kulového kloubu pod kondyly. Zatížení modelu dostatečně věrohodně napodobuje zatížení během experimentu.

Uzlovým bodům jejichž vzdálenost od spodního okraje kondylů je menší než 5mm je zabráněno v posunutí ve všech směrech. V případě experimentu byly kondyly zality do dentacrytové desky, která byla uložena na kulovém kloubu. Druhým zatěžovacím stavem bylo namáhání kroučícím momentem [3].

## 5. Experiment

Použití konečněprvkových modelů pro analýzu je z mnoha hledisek výhodné, ale je žádoucí porovnat výsledky numerické analýzy s výsledky zjištěnými experimentálně. Porovnáním průběhů napětí získaných z MKP modelů a skutečného femuru při shodném zatížení a stejných okrajových podmínkách ukáže vhodnost a přesnost použitých metod. Experimentální měření [2] bylo provedeno tenzometrickou metodou s cílem zjistit přetvoření na povrchu femurů při kvazistatickém zatížení do velikosti 2500 N.



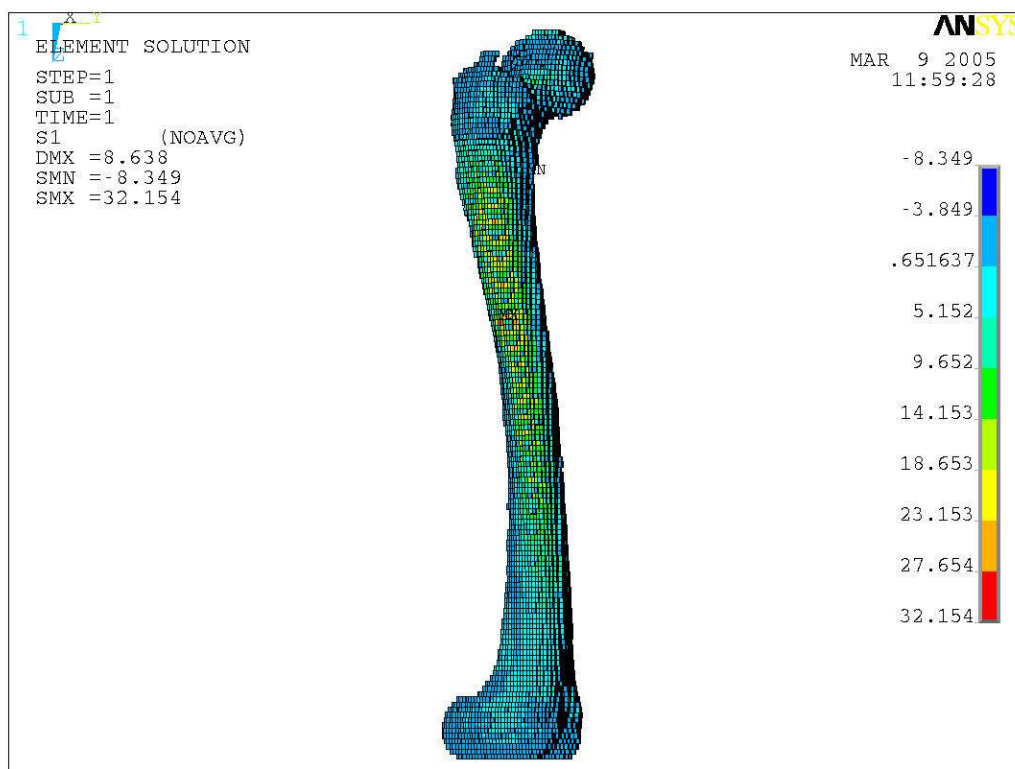
Obr. 4 Uspořádání experimentu v zatěžovacím stroji

## 6. Výsledky analýzy

Z experimentálně zjištěných výsledků vyplývá značná odlišnost deformace jednotlivých skutečných femurů. Velikost maximálního tahového napětí na laterální straně diafýzy při stejném zatížení se pohybovala v rozmezí 26MPa – 38MPa. Rozhodujícím faktorem ovlivňujícím tuto hodnotu byla vzdálenost středu hlavičky od osy femuru. Maximální hodnota tahového napětí skutečného femuru jehož geometrie se nejvíce blížila rekonstruovanému modelu byla 29 MPa.

Voxel based metodou byly vytvořeny tři modely lišící se od sebe použitým materiálem. V případě prvního modelu byla spongióza zcela zanedbána a celý model byl tvořen kortikálem. Kortikální tkáň považujeme za materiál izotropní, lineárně elastický. Hodnota maximálního tahového napětí byla 31,6 MPa. Druhý model zohledňoval přítomnost spongiósy jako lineárně

elastického, izotropního materiálu s modulem pružnosti 700MPa a Poissonovým číslem 0,23. Zohledněním takto zavedené spongiózy mírně vzrostla hodnota maximálního napětí na 34,7 MPa. Další spongio-kortikální model přiřazoval moduly pružnosti jednotlivých prvků podle hodnot odstínů šedi reprezentující hustotu tkáně v jednotlivých bodech. Maximální hodnota tahového napětí byla 32,2 MPa.



Obr. 5 Výsledek analýzy napětí spongio-kortikálního voxel modelu

Volume based metodou jsme vytvořili šest modelů. Ve všech modelech byla zanedbána spongióza, kortikális byla považována za lineárně elastický, izotropní materiál. Modely se lišily počtem desetiuzlových čtyřstěnných prvků. Rozdíly v počtech prvků vznikly na základě malých rozdílů v geometrii způsobených různým nastavením optimalizace povrchové plochy. Tyto rozdíly nemají vliv na celkový tvar modelu, ale určují rozdělení míst s velkým zahuštěním sítě. Pro porovnání výsledků jsme použili model, který byl rozdělen na nejmenší počet prvků při zachování shody s původní geometrií. Hodnota maximálního tahového napětí u tohoto modelu byla 26,1 MPa.

Je zřejmé, že při zatížení femuru v jeho podélné ose bude vliv spongiózy nepatrný. Mnohem větší vliv bude mít při složitějších způsobech namáhání, například krutem. Z tohoto důvodu bylo při dalších výpočtech uvažováno zatížení krutícím momentem. Uložení modelů v oblasti kondyl bylo zachováno, dorzální části hlavice femuru bylo předepsáno posunutí vyvolující krutící moment. Maximální napětí kortikálního modelu bylo 62,3 MPa. V případě

modelu s nehomogenní spongiózou bylo maximální napětí 30,8 MPa, tedy více než dvakrát menší než u modelu kortikálního.

## **7. Závěr**

V práci bylo porovnáno několik modelů femuru vytvořených odlišnými způsoby. Byl sledován zejména vliv spongiózy na namáhání lidského femuru. V případě zatížení tlakem byl vliv spongiózy poměrně malý, maximální hodnoty napětí všech modelů se blížily hodnotám dříve zjištěným experimentálně. Porovnáním kortikálních modelů vytvořených oběma metodami docházíme k obdobným výsledkům, přičemž je počet prvků objemového modelu výrazně nižší. Volume based metoda je vhodnější pro vytváření modelů, u kterých je významně namáhaná oblast homogenní. Tyto závěry jsou ovšem platné jen pro tento typ namáhání. V případě složitějšího způsobu namáhání (například kroutícím momentem) je vliv spongiózy zásadní, maximální napětí spongiokortikálního modelu dvakrát menší ve srovnání s modelem kortikálním. Pro složitější typy zatížení je tedy třeba využít voxel based metodu a vytvořit model s proměnnými materiálovými charakteristikami spongiózy.

## **8. Poděkování**

Tato práce vznikla za podpory grantu GAAV IAA200710504 a výzkumného záměru AV0Z20710524.

## **9. Literatura**

- [1] An, Y. H., Draughn, R. A., (2000) Mechanical Testing of Bone and the Bone-Implant Interface, CRC Press
- [2] Jírová, J., Slavík, M., Karpíšek, M, (1989) Silová interakce dřívku náhrady kyčelního kloubu s kostí, ÚTAM ČSAV
- [3] Nordin, M., Frankel, V. H., (1989) Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System, Lippincott Williams & Wilkins