



INŽENÝRSKÁ MECHANIKA 2005

NÁRODNÍ KONFERENCE

s mezinárodní účastí

Svratka, Česká republika, 9. - 12. května 2005

STRESS-STRAIN ANALYSES OF TOTAL KNEE REPLACEMENT

Cs. Budinszky*, Z. Florian**

Summary: *The development of optimal total knee replacement routes to keep all functions of knee joint by a surgical implant with the simplest construction. Its main attributes are the following ones: movement, stability and painlessness, of course. Present alloplasties of knee joint confirm the superiority of clinical usage of condylar replacement which mostly route to the natural shape of knee and to cementless application. On the other hand the worldwide results are short-term activities to define clear prediction of these new progressive methods. This study is concentrated for building distal part of femur, proximal part of tibia, and total knee replacement.*

1. Úvod

Vytvořit výpočtový model totální endoprotézy kolenního kloubu umožňuje řešení napjatosti a deformace komponent totální endoprotézy na úrovni, která umožňuje posoudit, zda konkrétní klinické problémy mohou být ovlivněny nebo způsobeny mechanickými poměry v totální endoprotéze.

Jsou vytvořeny dvě varianty femorální komponenty kolenní náhrady: s výstupkem a bez výstupku. Protože tvar artikulární plochy na polyetylenové části tibiální komponenty může ovlivnit velikost stykového tlaku, proto se také uvažuje o vytvoření dvou variant této části protézy.

Součástí modelu je distální část femuru s nasunutou femorální komponentou totální endoprotézy. V další dvojici je vytvořena proximální část tibie, do kterého zasedá tibiální komponenta protézy. Celý problém je řešen výpočtovým modelováním metodou konečných prvků pomocí programového systému Ansys 7.1.

* Ing. Csaba Budinszky, ÚMTMB, Fakulta strojního inženýrství, Technická 2, 616 69 Brno, Tel.: +420-5-41 142804, e-mail: ybudin00@stud.fme.vutbr.cz

** Ing. Zdeněk Florian, CSc., ÚMTMB, Fakulta strojního inženýrství, Technická 2, 616 69 Brno, Tel.: +420-5-41 142863, e-mail: florian@umt.fme.vutbr.cz

2. Geometrický model

V České republice se používá několik druhů protéz, mezi které patří i protéza Walter Univerzál (WU) od výrobce Walter-Motorlet. Je to často používaná univerzální náhrada a proto je také předmětem našeho studia. Skládá se ze dvou částí:

femorální komponenta – je konstruována jako symetrická a v základním provedení je určena pro aplikaci s kostním cementem.

tibiální komponenta – je konstruována jako symetrická a je určena pro náhradu kolenního kloubu s nebo bez použití kostního cementu. Skládá se ze dvou částí: z kotvící části s dříkem a z vložky tvořící kontaktní plochy.

Implantát je určen pro primární náhradu kolenního kloubu fixovanou cementem (komponenty v základním provedení) nebo bez použití kostního cementu a to zejména při destrukcích kolenního kloubu vznikajících na podkladě zánětlivých revmatických i jiných onemocnění.

2.1. Vytvoření geometrického 3D modelu

Artikulační plochy na komponentách totální endoprotézy jsou tvořeny obecnými plochami. Proto zachycení jednotlivých souřadnic na těchto plochách a následné modelování není jednoduché.

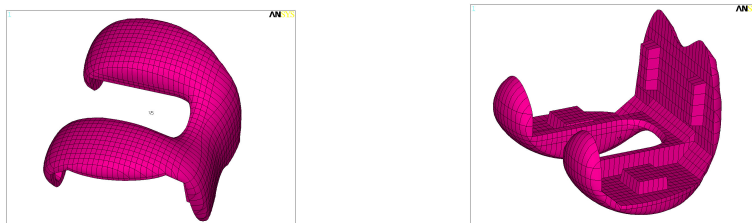
Při získání geometrického modelu jsme vycházeli z použité (tzn. již aplikované a následně vyoperované) reálné totální endoprotézy, podle které jsme v programovém systému Ansys 7.1 vytvořili geometrický 3D model.

Použitá metoda na vytvoření modelu byla nasnímání reálné endoprotézy pomocí optického 3D scanneru, který máme k dispozici.



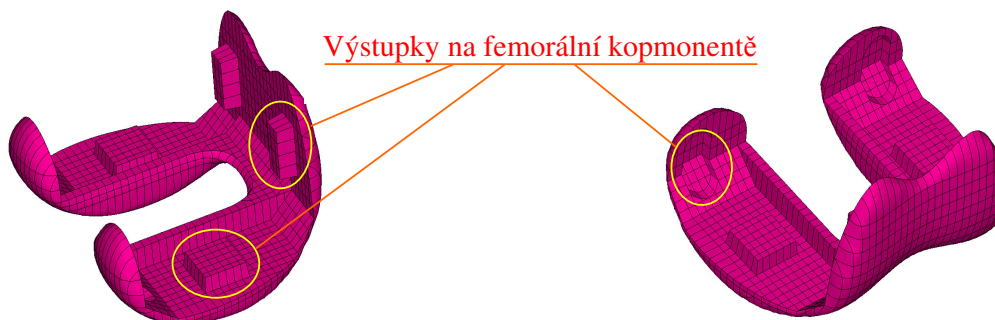
Obr.2.1 Femorální komponenta nasnímaná pomocí optického 3D scanneru

Touhle metodou jsme získali model ve formátu „stl“, který však není podporován programem Ansys. Proto získané snímky jsme pomocí programu Rhinoceros 2.0 upravili na formát „iges“, který jsme již snadno načetli do Ansys-u a způsobem modelování *Bottom-Up* (body-lajny-plochy-objemy) vytvořili geometrický model, který odpovídá reálnému modelu.



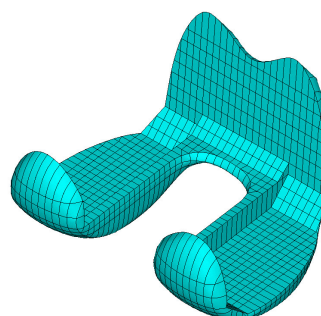
Obr.2.2 Geometrický model femorální komponenty v Ansys-u

Na fixační ploše femorální komponenty se nacházejí malé a velké výstupky. Tyto výstupky jsou významné z hlediska fixace protézy, a tím mohou ovlivnit průběh napětí v kolenní soustavě. Při řešení problému byla vytvořena také varianta modelu, která tyto výstupky nezahrnovala.



Obr.2.3 Femorální komponenta s výstupky na fixační ploše

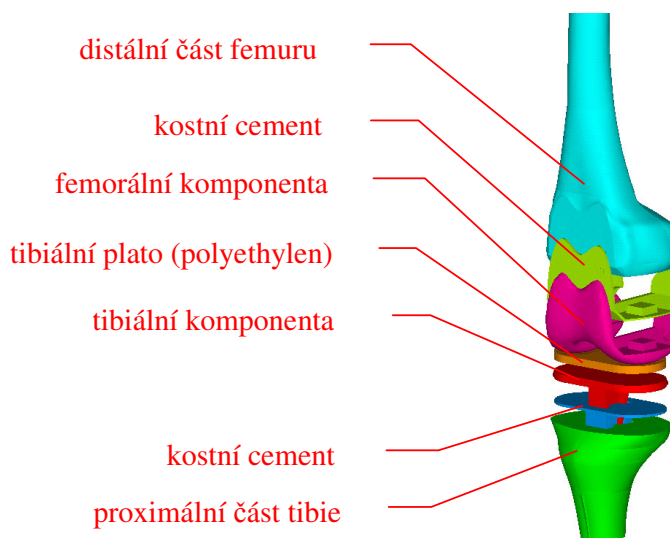
Tibiální komponenta totální endoprotézy byla vytvořena obdobným způsobem jako femorální. Distální část femuru a proximální část tibiae byly modelovány pomocí voskového odlitku. V tomto případě souřadnice bodů získané z voskového odlitku byly v důsledku jednoduššího tvaru odlívaných částí postačující.



Obr.2.4 Femorální komponenta bez výstupku

Při tvorbě celé soustavy kolenního kloubu byl modelován i kostní cement, který – jak již bylo naznačeno – slouží k lepší fixaci protézy na kost.

Na obr.2.5 je znázorněn vytvořený geometrický model kolenní soustavy s aplikovanou totální endoprotézou. Různé části soustavy jsou odlišeny barevně.



Obr.2.5 Geometrický model kolenní soustavy

3. Konečnoprvkový model

Pro tvorbu konečnoprvkové sítě byly použity čtyři druhy elementů:

SOLID 92 - aplikované na všechny části řešené soustavy

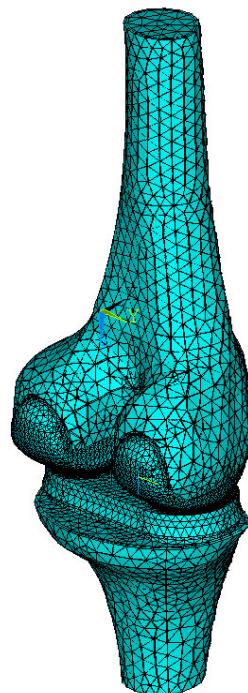
SHELL 181 - aplikované na prvky *SOLID 92* v místech kortikály na distální části femuru a proximální části tibie

CONTA 174 - aplikované na artikulaci ploše tibiální komponenty

TARGE 170 - aplikované na artikulaci ploše femorální komponenty

Z důvodu lepší přesnosti tvarů kontaktních ploch a kvalitnějších výsledků byla v místech předpokládaného kontaktu síť dále zjemňována.

Tloušťka prvku *SHELL 181* byla nastavena na 1,5 mm. Této hodnotě odpovídá tloušťka kortikální kosti na distální části femuru a proximální části tibie.



Obr.3.1 Konečnoprvkový model kolenní soustavy

4. Materiálový model

Při materiálovém modelu kolenní soustavy jsme použily šest druhů materiálu. Protože není možné přesně určit skutečné materiálové charakteristiky a postihnout anizotropii materiálů, jsme nuceni materiál kosti považovat za homogenní a izotropní. S tímto zjednodušením jsme schopni popsat materiál dvěma charakteristikami: modulem pružnosti v tahu (E) a Poissonovým číslem (μ).

Materiál 1: *Femorální komponenta - ocel*

Materiál 2: *Tibiální komponenta - polyethylen*

Materiál 3: *Tibiální komponenta – titan*

Materiál 4: *Kostní cement*

Materiál 5: *Spongiozní kost*

Materiál 6: *Kortikální kost*

Materiálové vlastnosti jednotlivých komponent byly získány z literatury.

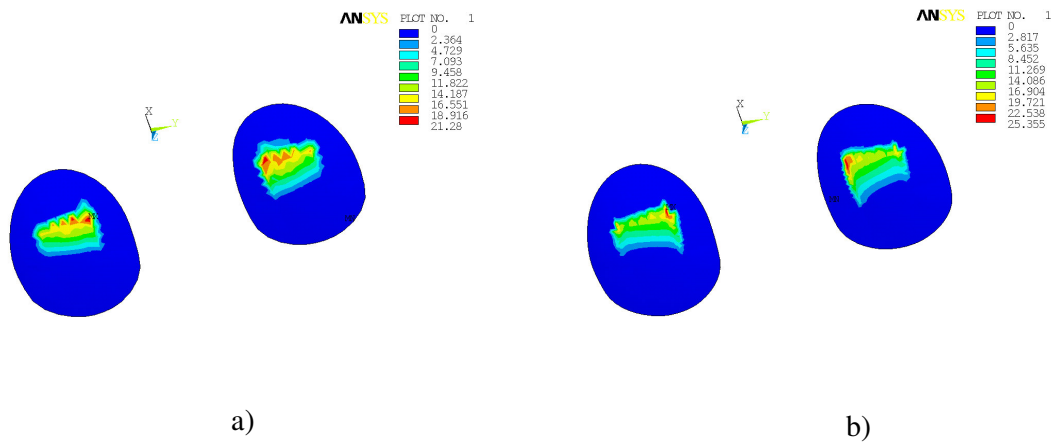
5. Model vazeb a zatížení

Na tibiální části bylo zamezeno posuvům ve všech třech směrech hlavního souřadnicového systému, tj. byly předepsány nulové posuvy. Tím se jednoznačně určila poloha tibie.

Na femorální části soustavy bylo zamezeno posuvům ve směrech **X** a **Z**. Ve směru **Y** (směr svislý) bylo nadefinováno tzv. deformační zatížení, tj. v y-ovém směru byl předepsán nenulový posuv. To znamená, že 1.dvojice byla zatěžována tlakem působícím svisle v ose y.

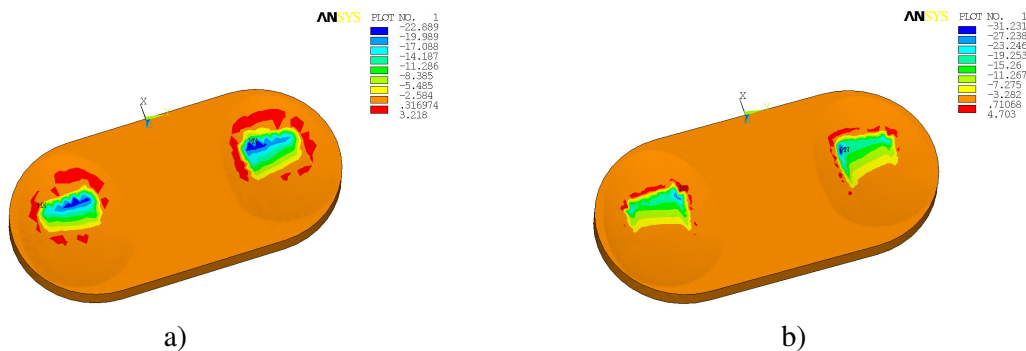
6. Analýza výsledků

V této kapitole budou prezentovány průběhy napětí a tvary kontaktních ploch v kolenní soustavě s aplikovanou totální endoprotézou pro obě varianty femorální komponenty. Výsledky odpovídají zatížení, které odpovídá trojnásobku tělesné hmotnosti u 80 kg-ového jedince při chůzi po rovině.



Obr.6.1 Kontaktní plocha znázorněna na kontaktních prvcích: a) femorální komponenta bez výstupku b) femorální komponenta s výstupkem

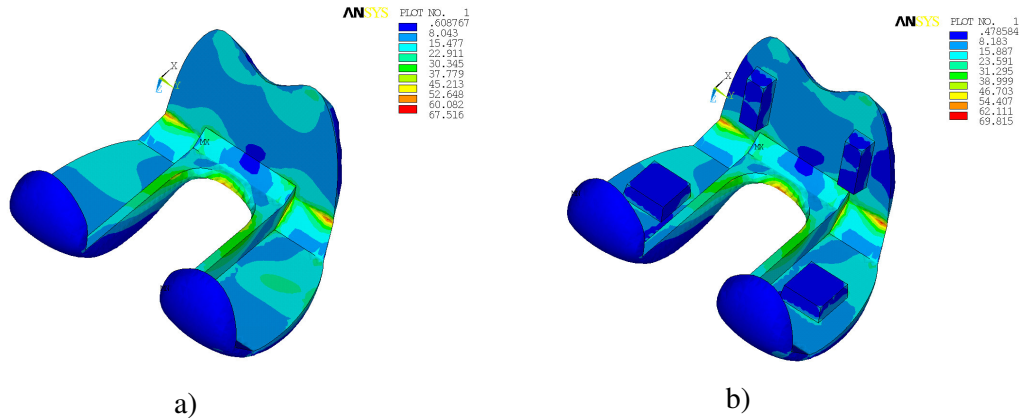
Z obrázku 6.1 je patrné, že při modelu, kde výstupky byly modelovány se zvýšil kontaktní tlak cca. o 17,5%. Dále je vidět změnu tvaru kontaktní plochy.



Obr.6.2 Průběh napětí ve směru osy zatížení znázorněno na tibiálním platě: a) model bez výstupku, b) model s výstupkem

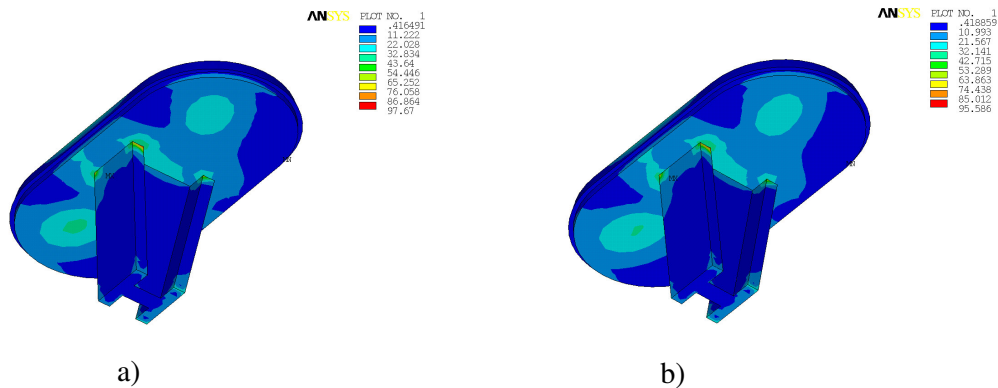
Obrázek 6.2 ukazuje rozložení napětí ve směru osy zatížení odpovídající tvaru kontaktní plochy znázorněno na obr.6.1 na kontaktních elementech femorální komponenty. Rozdíl jak mezi velikosti, tak i mezi rozložením napětí je patrné z uvedeného obrázku. Hodnota napětí z 3,2 MPa se zvedne na 4,7 MPa. Tvar kontaktní plochy na modelu „bez výstupku“ je více spojitě než u druhého modelu.

Je vhodné se zaměřit na artikulaci plochu polyethylenové části tibiální komponenty, kde byl zaznamenán největší rozdíl mezi průběhy napětí. Snahou bude změnit tvary kontaktních ploch a porovnat s původním modelem. Avšak tyto výsledky budou prezentovány v průběhu konference.



Obr.6.3 Průběh napětí podle podmínky HMM na femorální komponentě:
a) model bez výstupku, b) model s výstupkem

Poslední dvě uvedené obrázky vypovídají o tom, že maxima napětí jsou v předpokládaných místech (v záhybu mezi dvěma kondyly a také v místě zlomu kontaktní plochy) na fixační ploše femorální komponenty. U modelu s výstupkem je patrné také zvýšení napětí v místech kolem výstupků.



Obr.6.4 Průběh napětí podle podmínky HMM v tibiální komponentě:
a) model bez výstupku, b) model s výstupkem

Rozdíly ve velikosti napětí na tibiální komponentě (bez polyethylenu) totální endoprotézy jsou nepatrné. Stejně jako průběhy. Ke koncentraci napětí dochází v místech styku krčku s vodorovnou částí totální endoprotézy.

7. Závěr

Byl vytvořen výpočtový model kolenní soustavy s aplikovanou totální endoprotézou. Zvlášť velká pozornost byla věnována geometrickému modelu, který byl vytvořen na základě snímků z optického 3D scanneru.

Byly vytvořeny dvě varianty femorální komponenty. V první variantě nebyly modelovány výstupky a v druhé výstupky uvažovány byly. V kapitole č.6 jsou znázorněny výsledky a také rozdíly mezi těmito variantami. Uvažuje se také o porovnání dvou modelů polyethylenového plata. Tyto výsledky budou prezentovány v průběhu konference.

8. Literatura

Essner, A., Klein, R., Bushelow, M., Wang, A., Kvitnitsky, M., Mahoney, O. (2003) *The effect of sagittal conformity on knee wear*

Návrat, T., Florian, Z. (2003) *Experimentální zkoušení mechanických vlastností kostního cementu*

Postak, D. Paul, Morra, A. Edward, Plaxton, A. Nicholas, Greenwald, A. Seth, Phil, D.(2003) *The effects of external torque on tibial plateau longevity*

Rybka, V., Vavřík, P.(1993) *Aloplastika kolenního kloubu*

URL: <http://www.endoimplant.cz/walter.html>, (2004)