

MECHANICAL PROPERTIES OF TOTAL KNEE REPLACEMENT

Cs. Budinszky^{*}, Z. Florian^{**}

Summary: *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

Při současném sedavém způsobu života stále častěji dochází velkému omezení, případně úplné ztrátě funkčnosti velkých kloubů. Základní příčiny tohoto stavu můžeme shrnout do následujících tří bodů:

1. degenerativní opotřebení,
2. traumatologické poranění,
3. jiná onemocnění, nejčastěji rakovinného původu.

V řadě případů u kloubů s takto omezenou funkcí jediným úspěšným lékařským zákrokem je nahrazení kloubního spojení totální endoprotézou.

Totální náhrada kolenního kloubu má za sebou 120 let vývoje chirurgických technik, biomechanických a materiálových studií. Cílem tohoto snažení je co nejdokonalejší rekonstrukce kolenního kloubu. Hlavními rysy jsou pohyb, stabilita a pochopitelně bezbolestnost (Rybka a Vavřík, 1993).

Od počátku aplikace totálních endoprotéz kolenního kloubu byla v řadě biomechanických pracovišť, na různé rozlišovací úrovni, provedena mechanická analýza kolenního kloubu s aplikovanou totální endoprotézou. Tyto analýzy byly zpravidla prováděny pro získání obecných závislostí nebo se zabývaly konkrétním problémem klinického pracoviště. Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky již dlouhou dobu spolupracuje na řešení řady biomechanických problémů s Ortopedickou klinikou fakultní nemocnice u sv. Anny v Brně. Jednou s nejaktuálnějších oblastí tvoří problémy na totální endoprotéze kolenního kloubu.

^{*} Ing. Csaba Budinszky, ÚMTMB, Fakulta strojního inženýrství, Technická 2, 616 69 Brno, Tel.: +420-5-41142804, e-mail: ybudin00@stud.fme.vutbr.cz,

^{**} Ing. Zdeněk Florian, CSc., ÚMTMB, Fakulta strojního inženýrství, Technická 2, 616 69 Brno, Tel.: +420-5-41142863, e-mail: florian@umt.fme.vutbr.cz,

Implantacemi náhrad kolenního kloubu se mimo jiné zabývá i Fakultní nemocnice u Sv. Anny v Brně. Ortopedové provádí přibližně 500 operací ročně týkající se náhrady kolenního kloubu. Mezi často používané totální endoprotézy na tomto pracovišti patří náhrada typu Walter Univerzál a náhrada typu P.F.C. SigmaTM, které jsou předmětem našeho studia.

Znalost mechanických poměrů v oblasti kolenního kloubu může významně ovlivnit funkčnost a životnost aplikované totální endoprotézy. Analýzu mechanických poměrů v kolenním kloubu s aplikovanou totální náhradou můžeme provést na základě deformačně napěťové analýzy, která je však z hlediska geometrie, materiálových vlastností a zatížení zkoumané soustavy na úrovni klinických problémů značně složitá.

Cílem předložené práce je tedy napěťově deformační analýza kolenního kloubu s aplikovanou totální endoprotézou, se zaměřením na stykové poměry mezi femorální a tibiální komponentou u dvou uvedených typech náhrad.

Řešení je provedeno na základě výpočtového modelování s využitím metody konečných prvků. Výpočtový model kolenní soustavy je realizováno v programovém systému Ansys, verze 8.1. Z důvodu vysoké složitosti geometrie soustavy je nutné problém řešit jako 3-D úlohu.

2. Popis komponent totální endoprotézy

2.1 Náhrada typu Walter Univerzál

Implantát je určen pro primární náhradu kolenního kloubu fixovanou cementem a to zejména při destrukcích kolenního kloubu. Lze také využít i při řešení některých úrazových poškození kolena (obr.2.1)

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 (Walter Medica, 2005).



Obr.2.1 Totální endoprotéza kolenního kloubu typu Walter Univerzál od firmy Walter Medica, a.s.

2.2 Náhrada typu P.F.C. SigmaTM

V případě značné osteoartritidy (zánět kloubu) může dojít k poškození a ztrátě funkčnosti zadního zkříženého vazy, což má za následek nestabilitu kolenního kloubu. V takových případech nelze použít konvenční endoprotézu.

Pro náhradu kolenního kloubu s poškozeným zadním zkříženým vazem se používají speciální náhrady typu PS (posterior stabilized), u kterých stabilita kolena je docílena pomocí speciálně tvarované femorální komponenty a tibiálního plata (obr.2.2).

Femorální komponenta je konstruována nesymetricky (pravý, levý) a je určena pro aplikaci s kostním cementem. Tibiální komponenta je konstruována symetricky. Skládá se ze dvou částí: z kotvící části s dřikem a z vložky tvořící artikulární plochy (Knee Replacement, 2006).



Obr.2.2 Totální endoprotéza kolenního kloubu typu P.F.C. Sigma™ od firmy DePuy, společnost Johnson&Johnson

3. Model geometrie

Základním krokem pro vytvoření modelu geometrie je získat tvar a rozměry jednotlivých komponent tvořící kolenní soustavu.

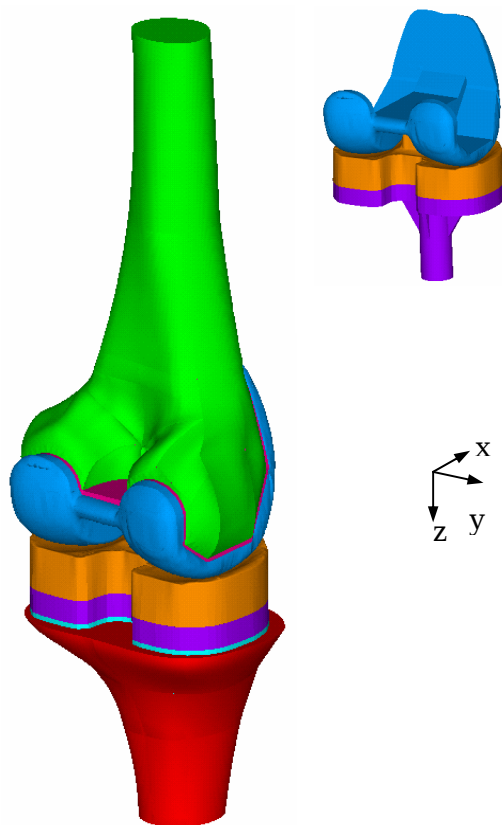
Na základě zkušeností z oblasti tvorby modelu geometrie komponent totální endoprotézy, kde se ukázalo se, že malá změna křivosti na artikulárních plochách protézy má za následek velmi odlišné výsledky ve výpočtech, jsme vycházeli z dat získané pomocí optického 3-D skeneru ATOS. Bezkontaktní a na typu materiálu téměř nezávislá 3-D optická digitalizace objektů je doposud jednou z nejpřesnějších metod měření (odchylky řádově 50 μm).

Nevýhoda tohoto způsobu řešení v našem případě je, že výpočtový systém Ansys 8.1 nepodporuje zpracování geometrických dat ve formátu *.stl*, který je výstupem měření. Z toho důvodu byl zvolen grafický program Rhinoceros 3.0 pro zpracování a následné exportování dat do formátu *.igs*. Takto upravený soubor sloužil jako vstupní zdroj pro vytvoření modelu geometrie totální endoprotézy na základě modelování *bottom-up* ve výpočtovém systému Ansys.

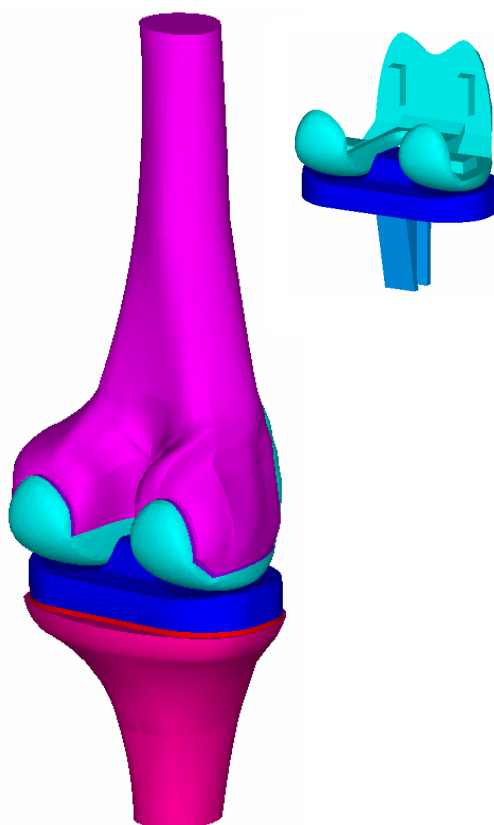
Protože při tvorbě modelu geometrie distální části femuru a proximální části tibie přesnost modelu geometrie není tak výrazně ovlivňujícím faktorem ve výsledcích, tvar a rozměry kostí byly získány na základě voskového odlitku.

Výše popsané totální náhrady jsou určeny k fixaci pomocí kostního cementu, proto byl také nezbytné vytvořit model geometrie této rychle tuhnoucí hmoty. Objem kostního cementu vyplňuje prostor mezi komponentami totální endoprotézy a resekovanými kondyly. Tloušťka tohoto materiálu byla modelována v rozmezí 1mm až 1,5mm, což odpovídá hodnotám uvedeným v klinických studiích.

Na obrázku 3.1 je znázorněn model geometrie kolenní soustavy s aplikovanou totální endoprotézou typu P.F.C. Sigma™, na obrázku 3.2 typ náhrady Walter Univerzál.



Obr.3.1 Model geometrie kolenní soustavy s aplikovanou totální endoprotézou typu P.F.C. SigmaTM



Obr.3.2 Model geometrie kolenní soustavy s aplikovanou totální endoprotézou typu Walter Univerzál

4. Modely materiálů

Materiálové charakteristiky distální části femuru a proximální části tibie mají značný rozptyl a v některých případech nejsou doposud známy, proto není snadné vytvořit model materiálu těchto částí kolenní soustavy. Je použit izotropní, lineárně pružný materiálový model. Femur a tibie jsou v jádrech tvořeny spongiózní kostní tkání, která je na povrchu pokryta corticalis. Tloušťka kompaktní kosti je konstantní, 1,5mm po celém povrchu.

Materiálové vlastnosti kostní tkáně distální části femuru a proximální části tibie jsou popsány v tabulce 4.1. Hodnoty jsou určeny na základě literatury (University of Michigan, 2006).

Tab.4.1 Materiálové vlastnosti spongiózy a corticalis

Kostní tkáň		Modul pružnosti v tahu E [MPa]	Poissonovo číslo [-]
femur	spongióza	490	0,3
	corticalis	14 900	0,3
tibie	spongióza	490	0,3
	corticalis	14 900	0,3

U tibiální a femorální komponenty byl použit izotropní lineárně pružný materiálový model dle tabulky 4.2. Hodnoty modulu pružnosti v tahu a Poissonova čísla byly určeny na základě publikované literatury (Villa, 2004) a (Chu, 1999).

Tab.4.2 Materiálové vlastnosti totální endoprotézy

Komponenta		Modul pružnosti v tahu E [MPa]	Poissonovo číslo [-]
femorální		210 000	0,3
tibiální	polyetylenové plató	600	0,4
	dřík	100 000	0,3

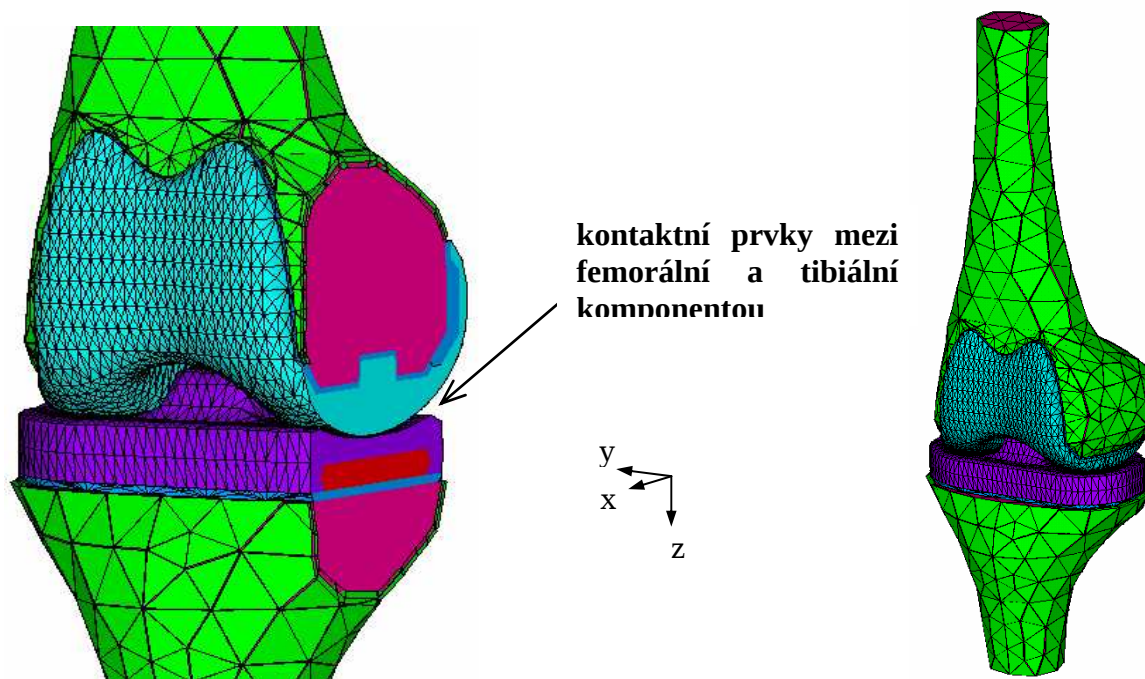
Na základě publikované literatury (Návrat a Florian, 2003) byl cement modelován jako homogenní a izotropní. Hodnoty E a μ jsou uvedeny v tabulce 4.3.

Tab.4.3 Materiálové vlastnosti kostního cementu

Materiál	Modul pružnosti v tahu E [MPa]	Poissonovo číslo [-]
kostní cement	2 500	0,3

5. Konečnoprvkový model

Protože komponenty geometrického modelu totální endoprotézy jsou tvarově velmi složité, nebylo možné vytvořit mapovanou síť a byla vytvořena síť volná. Na obrázku 5.1 je pohled na konečnoprvkovou síť kolenního kloubu s aplikovanou totální endoprotézou typu Walter Univerzál. V potenciálních místech kontaktu mezi femorální a tibiální komponentou byly aplikovány kontaktní prvky.



Obr.5.1 Konečnoprvkový model kolenního kloubu s aplikovanou totální endoprotézou typu Walter Univerzál

Konečnoprvkový model totální endoprotézy typu P.F.C. SigmaTM byl vytvořen obdobným způsobem jako konečnoprvkový model náhrady Walter Univerzál.

Seznam použitých prvků:

Solid 92 – byl použit pro vytvoření volné sítě spongiózní části kostní tkáně, femorální komponenty, tibiální komponenty a kostního cementu.

Shell 181 – pomocí něho byl vytvořena corticalis, která obaluje spongiózní kostní tkáň distální části femuru a proximální části tibie.

Targe 170 a Conta 174 – těmito prvky bylo modelováno kontaktní spojení mezi femorální komponentou a polyetylénovou částí tibiální komponenty.

Na přesnost výsledků má značný vliv hustota sítě. Zvýšení počtu prvků má za následek zvýšení výpočtového času, ale také dosažené výsledky mají lepší vypovídací hodnotu. Snahou je vytvořit takový konečnoprvkový model, kde je v analyzovaných místech modelu dostatečně hustá síť na to, aby výsledky byly věrohodné. Z toho důvodu byla síť v potenciálních místech kontaktu mezi femorální komponentou a tibiálním platem zjemněna.

6. Model vazeb a zatížení

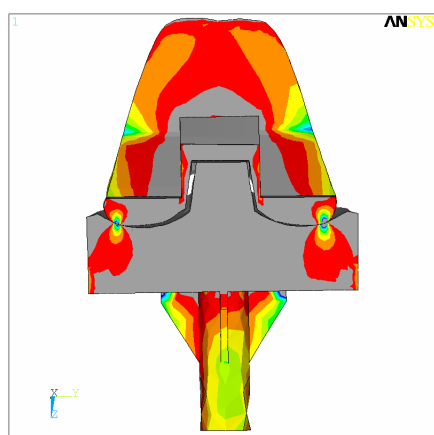
Při zatížení kolenní soustavy se vycházelo na základě tzv. „modelu zatížení nižší úrovně“. Představuje to stoj na jedné dolní končetině a uvažuje se působení pouze femoro-tibiální osově síly. Toto zatížení bylo ve výpočtovém systému Ansys 8.1 reprezentováno vetknutím na proximální částí tibie a předepsáním nenulového posuvu na distální části femuru ve svislém směru (osa z). Tomuto posuvu odpovídá sílové zatížení 1990N, což představuje 2,8 násobek tělesné hmotnosti 70kg-ového jedince.

Z důvodu zabezpečení stability úlohy byly omezené posuvy femuru ve směrech kolmé na osu z.

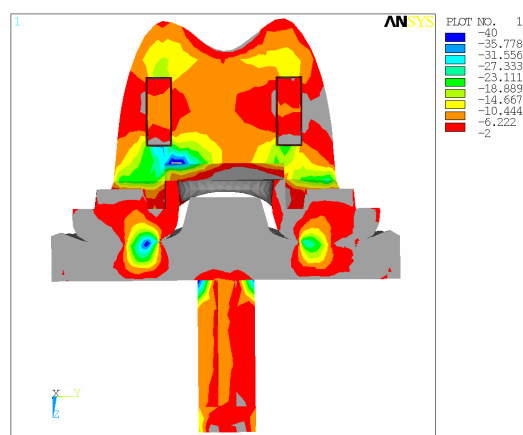
7. Presentace a analýza výsledků

Následující kapitola se zabývá prezentací průběhů napětí v oblasti kontaktu mezi femorální komponentou a tibiálním platem.

Na obrázku 7.1 a 7.2 jsou průběhy napětí ve směru osy z, znázorněny na femorální a tibiální komponentě náhrady typu P.F.C. SigmaTM, resp. Walter Univerzál. V místě kontaktu mezi komponenty byl proveden řez v rovině yz.

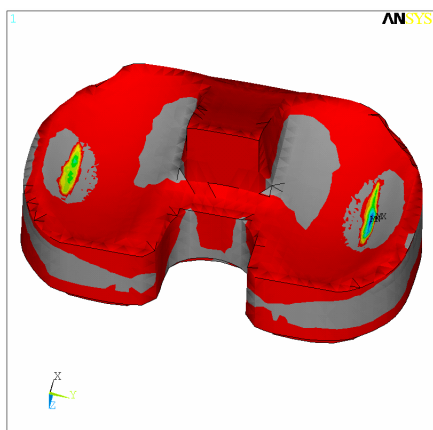


Obr.7.1 Průběh napětí ve směru osy z znázorněn v řezu na femorální a tibiální komponentě náhrady typu P.F.C.

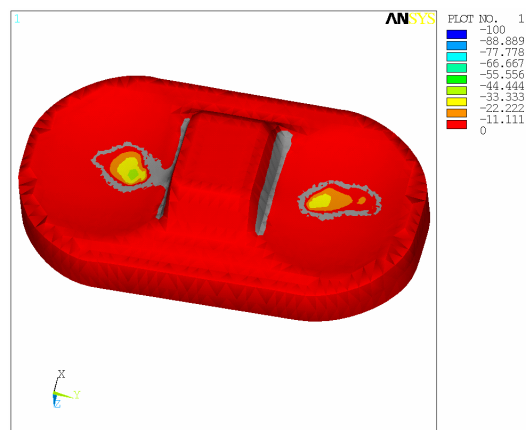


Obr.7.2 Průběh napětí ve směru osy z znázorněn v řezu na femorální a tibiální komponentě náhrady typu Walter

Napětí ve směru osy z na tibiálních komponentách jsou znázorněny na obrázku 7.3, resp. na obrázku 7.4.



Obr.7.3 Průběh napětí ve směru osy z znázorněn na tibiální plató náhrady typu P.F.C. SigmaTM



Obr.7.4 Průběh napětí ve směru osy z znázorněn tibiální plató náhrady typu Walter Univezál

Z uvedených obrázků lze poukázat na značný rozdíl mezi totální endoprotézou P.F.C. SigmaTM a náhradou Walter Univezál a to z hlediska místa kontaktu mezi femorální komponentou a tibiálním platem.

Místo styku femorální a tibiální komponenty u náhrady PS varianty je cca. 28mm mediálně a laterálně od osy symetrie tibiální komponenty, a má oválný tvar orientovaný v anterior-posteriorním směru o délce cca. 30mm a šířce cca. 5mm.

Oblast kontaktu mezi femorální a tibiální komponentou u náhrady typu Walter Univerzál se nachází cca. 20mm mediálně a laterálně od osy symetrie tibiálního dřívku. Tvar kontaktní plochy se přibližuje kruhovému tvaru o průměru cca. 10mm.

8. Závěr

Předmětem studia předložené práce byla deformačně napěťová analýza dvou typů totálních endoprotéz: P.F.C. SigmaTM od firmy DePuy, společnosti Johnson&Johnson a Walter Univerzál od firmy Walter Medica, a.s. Byly vytvořeny výpočtové modely obou náhrad. Na základě stejných modelů materiálu, zatížení a výpočtového modelu byla provedena srovnávací analýza uvedených endoprotéz.

Podle uvedených obrázků v předchozí kapitole můžeme poukázat na značný rozdíl mezi uvedenými náhradami z hlediska artikulární plochy mezi femorální a tibiální komponentou.

Místo a velikost kontaktní plochy má značný vliv na životnost totální endoprotézy, zejména na opotřebování polyetylénového platu.

Určení místa kontaktu, velikosti kontaktní plochy při různých úhlech flexe mohou sloužit jak k zdokonalování operačních technik, tak jako podklady pro zdokonalování konstrukce totálních endoprotéz a tím ke zvýšení životnosti totální endoprotézy.

9. Poděkování

Uvedená práce byla podporována grantem GAČR 101/05/0136.

10. Literatura

- Chu, T. *An Investigation on Contact Stresses of New Jersey Low Contact Stress (NJCS) Knee Using Finite Element Method*. Journal of System Integration 9, 187-199, 1999.
- KneeReplacement.com, [online]. únor 2006 [cit. 10. březne 2006]. Dostupné na World Wide Web: <<http://www.kneereplacement.com>>.
- Návrat, T., Florian, Z. *Experimentální zkoušení mechanických vlastností konstního cementu*. Experimentální analýza napětí (EAN) 2003.
- Rybka, V., Vavřík, P. *Aloplastika kolenního kloubu*, Arcadia, Praha, 1993.
- University of Michigan, Biomaterials Properties Database [online]. Aktualizovaný 1997 [cit. 20. ledna 2006]. Dostupné na World Wide Web: <<http://www.lib.umich.edu/>>.
- Villa, T. et al. *Contact stresses and fatigue life in a knee prosthesis: comparison between in vitro measurements and computational simulations*. Journal of Biomechanics 37, 45-53, 2004.
- Walter Medica, a.s. [online]. listopad 2005 [cit. 12. prosince 2005]. Dostupné na World Wide Web: <<http://www.endoimplant.cz/walter.html>>.