



INŽENÝRSKÁ MECHANIKA 2005

NÁRODNÍ KONFERENCE

s mezinárodní účastí

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

MECHANICAL ANALYSIS OF CONTACT BETWEEN BALL HEAD AND ACETABULAR FOSSA OF TOTAL HIP PROSTHESIS

M. Koukal*, Z. Florian

Summary: *This paper belongs to biomechanics of a hip joint section. It is engaged in problems with industrial tolerances for dimensions as one of the possible total hip prosthesis insufficiency. There can be a lot of reasons for failing of hip prosthesis (for example unfit materials, unfit construction, etc.). And there are also a lot of types of failure (for example break of prosthesis, pull-off of the components etc.). It was found that there is not uniform abrasion on removed parts from human body during the analysis on components of total hip prosthesis. On unused parts it was found that there are not the same tolerances for dimensions at the same components from different producers. During the pushing of the ball head into acetabulum we can find out that some pairs show out a clearance, some show the interference and in some cases we can say that they have a fine fit. 2D and 3D computation models of a ball head, acetabular fossa and pelvis were made, on which interference or clearance fits and real loading conditions during the slow walk of a human were simulated. Ascertained were values of contact pressure and frictional moment needed to turn ball head in acetabular fossa. Finite element method (FEM) system ANSYS was used for computations.*

1. Úvod

Příspěvek spadá do oblasti biomechaniky totálních endoprotéz (TEP) kyčelního kloubu. Zabývá se vlivem výrobních tolerancí hlavičky a jamky na změnu, případně ztrátu funkčnosti, totálních endoprotéz.

* Ing. Milan Koukal, Ing. Zdeněk Florian, CSc.: Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky, VUT v Brně; Technická 2, 616 69 Brno tel.: +420-5-41142804, e-mail: ykouka00@stud.fme.vutbr.cz

2. Popis problémové situace

Každá ortopedická klinika, která se zabývá aplikací totálních endoprotéz kyčelního kloubu (TEP), vede interní statistiku úspěšnosti realizovaných zákroků a provádí detailní analýzu problémových případů. Význam této analýze umocněn komplexností problémů. Pro jejich úspěšné řešení je nezbytně nutné vytipovat, zda problém patří do oblasti lékařské, technické nebo zda leží na jejich rozmezí, případně zasahuje do dalších vědních oborů.

Příčin selhávání souvisejících s technickou stránkou TEP může být mnoho, od nevhodných materiálů, přes nevhodné konstrukční provedení, přes nevhodnou sterilizaci, až po možnou nekompatibilitu jednotlivých prvků endoprotézy [3]. Konkrétních projevů selhání může být také celá řada, včetně uvolnění jamky či dřívku.

Při analýze jamek vyjmutých při reoperacích bylo zjištěno, že vnitřní kulová plocha vykazuje nerovnoměrné opotřebení, které souvisí s rozložením kontaktních tlaků. Rozložení kontaktních tlaků závisí především na zatížení a tvaru stykových ploch a stykových útvarů v celém procesu zatěžování. Tvar stykových útvarů je významně ovlivňován výrobními tolerancemi mezi hlavicí a jamkou TEP. Tyto tolerance se u jednotlivých výrobců podstatně liší. Při pouhém nasazení hlavice do jamky můžeme zjistit, že některé dvojice vykazují vůli, jiné přesah a u některých můžeme říci, že jsou bez vůle a přesahu. Vlivem výrobních tolerancí TEP z klinického hlediska se zabývají na ortopedické klinice Fakultní nemocnici v Brně Bohunicích. V rámci vzájemné spolupráce jsme byli vyzváni k řešení daného problému z hlediska mechanického.

Řešená problematika nabývá na významu v důsledku přímé závislosti charakteristik stykového tlaku mezi jamkou a hlavicí TEP a velikostí otěru, který je v současnosti jedním z největších problémů aplikovaných TEP.

3. Popis problémové situace

Formulace problému: Neznalost vlivu výrobních tolerancí na charakteristiky stykového tlaku TEP a následného opotřebení jamky, případně ztráty funkcí TEP.

Cíl práce:

Cílem práce je úvod do výpočtového řešení první části formulovaného problému, tedy určení vlivu výrobních tolerancí na charakteristiky stykového tlaku TEP, následujícím postupem:

- vytvoření výpočtového modelu analyzované soustavy, jež se skládá z hlavičky a jamky totální endoprotézy, popřípadě pánevní kosti
- deformačně napěťová analýza vytvořeného modelu se zahrnutím vlivu výrobní průměrové tolerance
- analýza vlivu výrobních tolerancí na podstatné mechanické veličiny

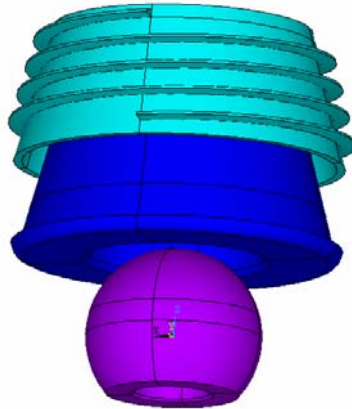
4. Výpočtové modelování

4.1 Geometrický model

V současnosti se vyrábí mnoho typů hlavic, jamek, klecí i dřívků, které se liší rozměry i geometrií. V tomto geometrickém modelu byla použita hlavice a jamka firmy Walter a.s. s vnějším průměrem hlavice 32 +0,2 mm.

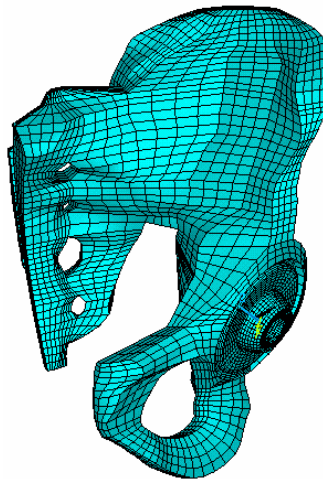
Kromě testovacích modelů byl v první fázi vytvořen 3D model hlavice, jamky a necementované klece viz obr. 1.

Obr.1 3D model hlavice, jamky a necementované klece



V druhé fázi byl vytvořen 3D model hlavice, jamky, necementované klece a pánve viz obr. 2. Jde v podstatě o model č.1 zasazený do pánve. Model pánve byl vytvořen pomocí CT řezů.

Obr.2 3D model hlavice, jamky, necementované klece a pánve



U obou modelů byl měněn vnitřní průměr jamky, abychom dosáhli různých druhů uložení (s přesahem, s vůlí,...) a tím zjištění vlivů výrobních průměrových tolerancí na podstatné mechanické veličiny. Vnější poloměr hlavice byl u všech modelů 16mm.

4.2 Materiálový model

Hlavice: lineární izotropní kontinuum: - modul pružnosti $E = 3,9 \cdot 10^5 \text{ MPa}$

- součinitel příčné kontrakce (Poissonovo č.) $\mu = 0,23$

Jamka: lineární izotropní kontinuum: - modul pružnosti $E = 10^4 \text{ MPa}$

- součinitel příčné kontrakce (Poissonovo číslo) $\mu = 0,4$

Klec: lineární izotropní kontinuum: - modul pružnosti $E = 10^5 \text{ MPa}$

- součinitel příčné kontrakce (Poissonovo číslo) $\mu = 0,3$

Pánev: Protože úkolem této práce není zjištění napjatosti a deformace v kosti pánevní, lze její materiálové charakteristiky zjednodušit na izotropické a homogenní

- modul pružnosti $E = 10^5 \text{ MPa}$

- součinitel příčné kontrakce (Poissonovo číslo) $\mu = 0,3$

4.3 Zatížení

Zatížení bylo předepisováno do centrálního uzlu hlavice, to z důvodu snadného rozdělení sil při zatížení a snadného odečtení reakcí.

Hodnota zatížení byla stanovena ze silové rovnováhy při uvolnění dolní končetiny při stoji na jedné noze a její velikost byla 2500N a úhel zatížení byl ve fyziologickém směru. Vstupem pro výpočet byla hmotnost člověka.

4.4 Vytvoření konečnoprvkové sítě

Volba typu prvků: pro testovací 2D úlohy byly použity prvky PLANE 42 a 82, pro testovací 3D úlohy prvek SOLID 45 a pro přesná řešení prvek SOLID 95 (celkem 19743 prvků)

4.5 Nastavení řešiče

U 3D modelů bylo nutno z důvodů časové náročnosti výpočtu preprocesorem „Ansysu“ nastavenou hodnotu tuhosti kontaktních prvků snížit na desetinnou hodnotu. Jsme si však vědomi větších odchylek od přesnosti výpočtu způsobené tímto krokem. Tyto odchylky nejsou však příliš významné.

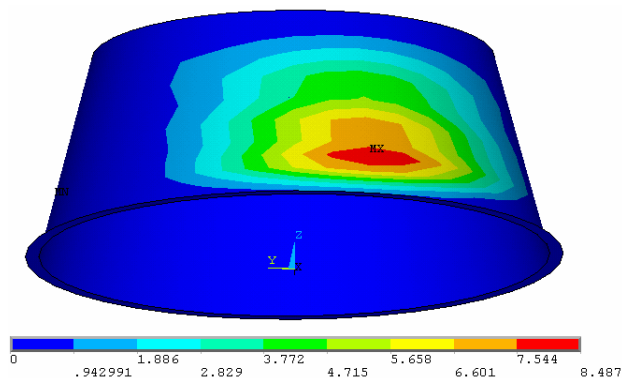
U 2D modelu byla provedena citlivostní analýza vlivu koeficientu tření na výsledky (použit Coulombův model tření). Bylo zjištěno, že výsledky lineárně závisí na koeficientu tření. Hodnota koeficientu tření u 2D i 3D modelu pak byla nastavena na hodnotu 0,1.

5. Prezentace výsledků

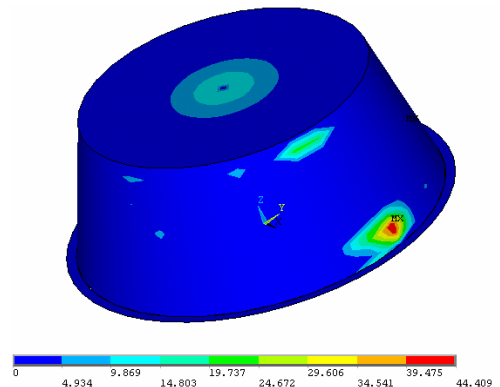
5.1 3D model hlavice, jamky a klece

Uzlovým bodům na vnějším povrchu klece bylo zamezeno posuvům a natočením ve všech směrech. Zatížena byla hlavice a působiště zátěžné síly bylo umístěno do středu rotace hlavice.

U tohoto modelu byl nejprve zjišťován vliv ukončení závitu jako koncentrátoru napětí. Tento vliv se zjišťoval směrem působící síly buďto na ukončení závitu nebo kolmo na ukončení závitu. Výsledky viz obr. 10 a 11.



Obr.3 Průběh kontaktního tlaku mezi jamkou a klecí; vnitřní \varnothing jamky 31,9mm; zátěžná síla 2500N; zatížení kolmo na ukončení závitu

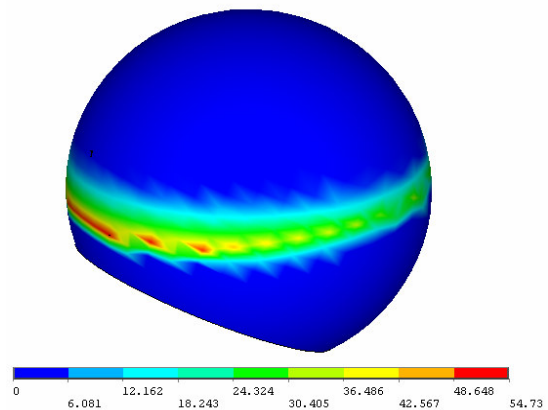
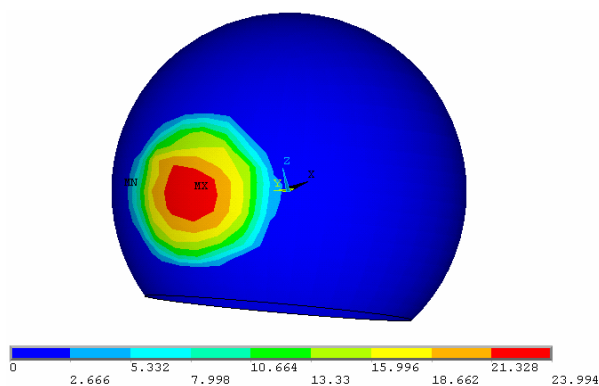


Obr.4 Průběh kontaktního tlaku mezi jamkou a klecí; vnitřní \varnothing jamky 31,9mm; zátěžná síla 2500N; zatížení směrem na ukončení závitu

Jelikož se potvrdil vliv ukončení závitu jako koncentrátor napětí, dále jsme již zatěžovali model pouze směrem kolmo na ukončení závitu. Výsledky viz. tab. 1.

Tab.1 Výsledky zatěžování 3D modelu hlavice, jamky a klece

| Vnitřní poloměr jamky [mm] | Kontaktní tlak [MPa] | |
|----------------------------|----------------------|--------------------|
| 15,8 | 77 | Uložení s přesahem |
| 15,9 | 54,7 | |
| 16,002 | 14,8 | Uložení s vůlí |
| 16,02 | 13,3 | |
| 16,2 | 26,3 | |
| 16,6 | 42,8 | |
| 17 | 56 | |
| 17,4 | 67,4 | |
| 18 | 83 | |



Obr. 5 Rozložení kontaktních tlaků mezi hlavicí a jamkou, uložení s vůlí

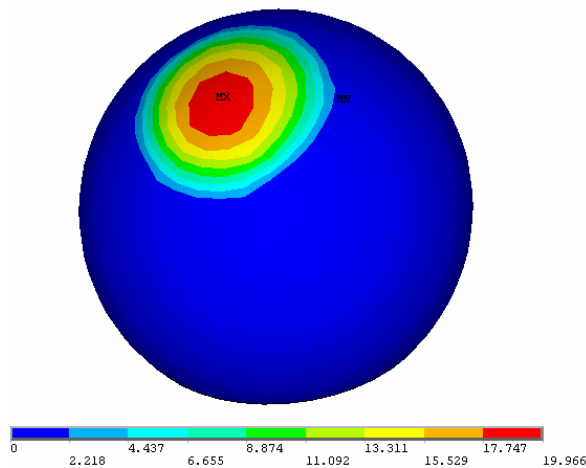
Obr. 6 Rozložení kontaktních tlaků mezi hlavicí a jamkou, uložení s přesahem

5.2 3D model hlavice, jamky, klece a pánve

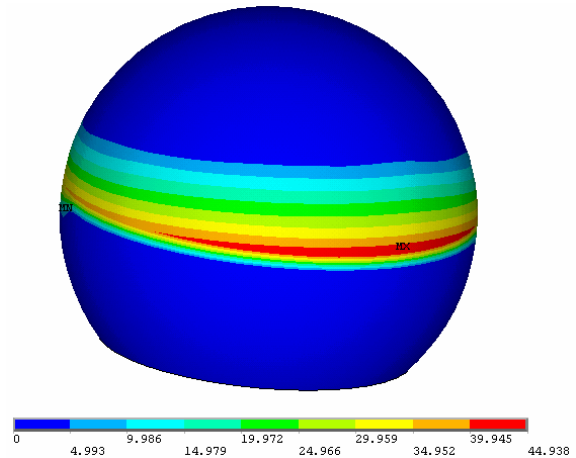
Uzlovým bodům na symetrické rovině kosti křížové a kosti stydké bylo zamezeno posuvům a natočením ve všech směrech. Zatížena byla hlavice a působíště zátěžné síly bylo umístěno do středu rotace hlavice. Výsledky viz tab. 2.

Tab.2 Výsledky zatěžování 3D modelu hlavice, klece a pánve

| Vnitřní poloměr jamky [mm] | Kontaktní tlak [MPa] mezi hlavicí a jamkou | Kontaktní tlak [MPa] mezi jamkou a klecí | Třecí moment [Nmm] |
|----------------------------|--|--|--------------------|
| 15,9 | 44,9 | 5,2 | 18863 |
| 15,95 | 24,8 | 4,8 | 13418 |
| 16 | 6,9 | 3,9 | 5152 |
| 16,05 | 10,8 | 4 | 4024 |
| 16,1 | 14,4 | 4 | 4022 |
| 16,2 | 19,96 | 4,1 | 3890 |
| 16,3 | 37,2 | 6,4 | 4153 |



Obr. 7 Rozložení kontaktních tlaků mezi hlavicí a jamkou, uložení s vůlí



Obr. 8 Rozložení kontaktních tlaků mezi hlavicí a jamkou, uložení s přesahem

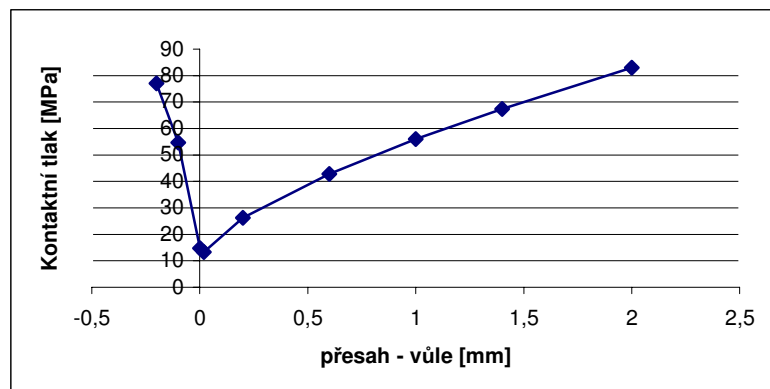
6. Analýza výsledků řešení

6.1 3D model hlavice, jamky a klece

Vliv výrobních průměrových tolerancí na velikost kontaktních tlaků se potvrdil, viz graf 1. Pokud zvětšujeme vůli (v případě uložení s vůlí) kontaktní tlak vzrůstá. To je způsobeno zmenšující se kontaktní plochou. Podobně, pokud zvětšujeme přesah, kontaktní tlak nám rovněž narůstá. To z důvodu přidavných sil, které vnikají díky tlaku od přesahu. Nejpříznivějších hodnot kontaktních tlaků je dosaženo v případě uložení s velmi malou vůlí.

Výsledky jsou zpracovány v grafu 1.

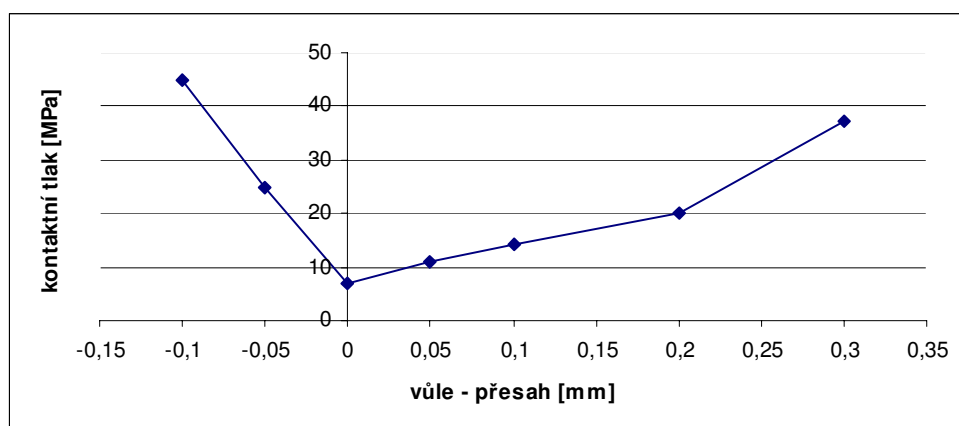
Graf 1. Vliv vnitřního poloměru jamky na velikost kontaktního tlaku mezi hlavicí a jamkou



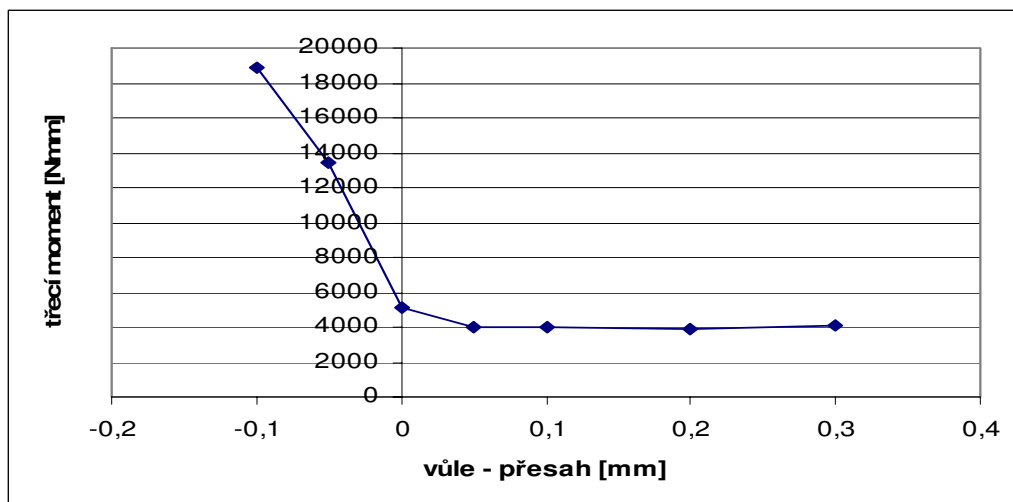
6.2 3D model hlavice, jamky, klece a pánve

Vliv výrobních průměrových tolerancí se potvrdil i v případě modelu č.2 s pánví. Vliv je stejný jako v případě geometrického modelu č.1 a je patrný z grafu č.2 a 3.

Graf 2. Vliv vnitřního poloměru jamky na velikost kontaktního tlaku mezi hlavicí a jamkou



Graf 3. Vliv vnitřního poloměru jamky na velikost třecího momentu mezi hlavicí a jamkou



7. Závěr

V obou případech výpočtových modelů bylo zjištěno, že výrobní tolerance mají velký vliv na velikost stykového tlaku i jeho rozložení a rovněž na velikost třecího momentu, potřebného k otočení hlavice v jamce. Lze jednoznačně říci, že z hlediska rozložení stykových tlaků a velikostem třecích momentů je velmi nevýhodné, aby uložení hlavice v jamce bylo s přesahem.. Nejlepších výsledků z hlediska zjišťovaných veličin bylo dosaženo v případě přesného uložení, tj vnitřní průměr jamky 32 mm, viz graf 1,2,3.

Z dosažených výsledků vyplývá doporučení předepisovat výrobní tolerance tak, aby mezi komponentami (hlavice a jamka) byla vůle. Ta však nesmí být velká, aby nedocházelo k bodovému zatěžování jamky hlavicí, což je rovněž z hlediska napjatosti a velikosti stykových tlaků nevýhodné.

8. Poděkování

Předložená studie byla zpracována v rámci výzkumného záměru MSM 2621 00001.

9. Literatura

- Beznoska S., Čech O., Löbl K. (1987) *Umělé náhrady lidských kloubů*, SNTL
- Fuis V. (2001) Stochastický přístup k posouzení spolehlivosti keramických hlavic totální kyčelní endoprotézy, 3.konference s mezinárodní účastí Aplikovaná mechanika 2001
- Hudec J. (1999) Deformačně napěťová analýza tumorové endoprotézy , diplomová práce, Brno
- Petrtyl M., Ondrouch A., Milbauer M.(1985) Experimentální biomechanika pevné fáze lidského skeletu, ACADEMIA
- Sosna M., Vavřík P., Krbec M., Pokorný D. (2001), *Základy ortopedie*, TRITON
- Valenta J., Konvičková S., Valerián D. (1999) *Biomechanika kloubů člověka*, ČVUT
- Viceconti M., Cristofolini L., Tomi A. (1998) *Experimental Mechanics – Numerical and experimental cross-investigation of total hip replacements*, Rotterdam