

Výpočtové modelování mechanických interakcí dříků Poldi-Čech, CF-30, MS-30 a PFC s cementem a kostní tkání

Mathematical Simulation of Stem/Cement/Bone Mechanical Interactions for Poldi-Čech, CF-30, MS-30 and PFC Femoral Components

M. KOVANDA¹, V. HAVLÍČEK¹, J. HUDEC²

¹ I. ortopedická klinika FN u sv. Anny, Brno

² Katedra mechaniky těles, biotroniky a biomechaniky VUT Brno

ABSTRACT

PURPOSE OF THE STUDY

The mid-term longevity of femoral components varies considerably, with some showing failure due to early aseptic loosening. Since the hip joint is subject to heavy mechanical loads, it can be assumed that the mechanical interaction of the implant, bone cement and femur will play a key role in the resultant reliability of an arthroplasty. This study was designed to examine this mechanical interaction in four femoral components different in construction (Poldi-Čech, CF-30, MS-30 and PFC) using mathematical simulation.

MATERIAL AND METHODS

Four stem/cement/femur 3-D mathematical models, comparable in quality, involving the Poldi-Čech, CF-30, MS-30 and PFC stems, respectively, were constructed. A 3-D model for each stem was created according to its real, middle-size femoral component. Each 3-D model of the cement mantle corresponded in shape to the mantle of the appropriate real stem, with its thickness based on the recommended values of 4–7 mm in the proximal and 1–3 mm in the distal part, and with the cement mantle reaching as far as 10 mm distal to the femoral stem tip. For simplicity's sake the outer surface of the cement mantle was simulated as smooth. A 3-D model involving the proximal epiphysis and the metaphysis of a femur was reconstructed, based on a series of CT cross-sections obtained periodically at 10.5-mm and 2.5-mm distances. The stem/cement/femur model with the MS-30 stem also included a centraliser.

The mechanical interaction of the stem, bone cement and bone tissue was examined by means of mathematical stimulation using ANSYS 5.7 software based on finite element analysis.

RESULTS

For the sake of simplicity, only two key parameters are presented, namely, contact stress at the stem-cement interface and equivalent deformation in the stem/cement/femur system. The least satisfactory stress loading was in the CF-30 stem whose sharp edges showed the values of contact stress about six-times higher than on the mid-medial portion of the stem, with the sharp edges behaving as stress concentrators. A satisfactory stress loading was found in Poldi-Čech, MS-30 and PFC stems, in which contact stress was evenly distributed along the whole length of the stem and the values at the edges and on the mid-medial portion did not differ much.

DISCUSSION

The distribution of contact stress is one of the most important factors for the long-term longevity of implants. It was found least satisfactory in the CF-30 stem whose sharp edges act as stress condenser adversely affecting not only the stem-cement interface, but also the resultant stress distribution within the femur. The most satisfactory results of stress distribution were recorded in the Poldi-Čech and MS-30 stems. The PFC stem also responded satisfactorily to the simulated stress loading. However, on loading whose substantial part would be torsion, the stem's circular or oval cross-section could interfere with rotation stability of the implant; but this was impossible to detect by the mathematical simulation used in this study.

CONCLUSIONS

The results presented here show that, in the Poldi-Čech, CF-30, MS-30 and PFC femoral stems, a good agreement was achieved between the results of their clinical application and those of mathematical modelling of their mechanical properties. It can be concluded that mechanical interaction among the femoral stem, cement mantle and bone tissue plays the key role in the long-term longevity of such an implant.

Key words: Poldi-Čech, CF-30, MS-30, PFC, mechanical interaction, contact stress.

ÚVOD

Moderní éra totálních náhrad kyčelního kloubu započala v 60. letech 20. století (5, 8, 11, 17, 22). Za jejího duchovního otce je považován anglický ortoped sir John Charnley, jehož revoluční design totálních náhrad se s drobnými vylepšeními používá dodnes. Křivka přežívání Charnleyova typu endoprotézy dosahuje po 20 letech až 94 %. Naopak endoprotézy, které v 60. a 70. letech navrhli Haboush, McKee, Watson-Farrar, Ring, a Müller vykazovaly až 50 % selhání kvůli aseptickému uvolnění dříku (7, 15, 16).

V současné době lze nejčastěji pozorovat dvě závažné komplikace: uvolnění dříku v důsledku infekce (21, 32) a aseptické uvolnění dříku (12, 13, 20, 25). K uvolnění dříku v důsledku infekce občas dochází u všech používaných typů dříků, k aseptickému uvolnění však dochází v hojně míře jen u některých typech dříků (např. u CF-30) (23), zatímco u jiných (např. Poldi-Čech) se tato komplikace prakticky nevyskytuje (5, 6, 31).

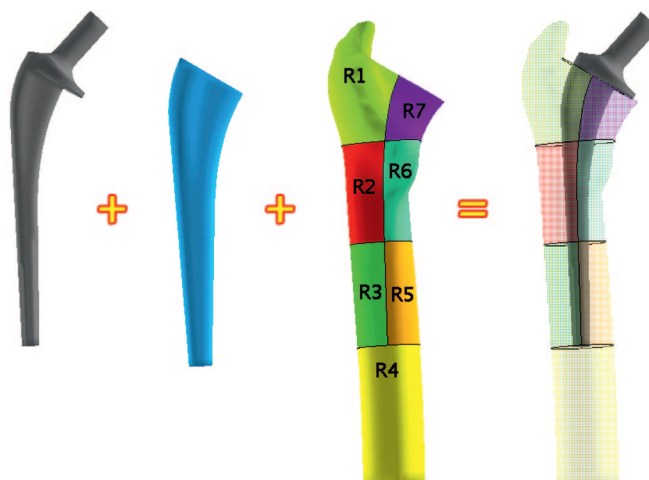
Střednědobé klinické výsledky ukazují, že existuje značný rozdíl mezi spolehlivostí jednotlivých typů implantátů. Protože kyčelní kloub patří mezi nejvíce namáhané klouby, lze očekávat, že mechanická interakce mezi implantátem, kostním cementem a femurem (3, 9, 10, 33) má podstatný vliv na výslednou spolehlivost implantátu. Rozhodli jsme se proto vyhodnotit mechanické interakce u čtyř konstrukčně odlišných dříků (Poldi-Čech, CF-30, MS-30 a PFC), jejichž klinické výsledky byly prezentovány (23).

MATERIÁL A METODY

Mechanickou interakci (18) mezi dříkem, cementem a kostní tkání jsme se rozhodli řešit výpočtovým modelováním pomocí softwaru ANSYS 5.7, který je založen na metodě konečných prvků (MKP).

Postupně byly vytvořeny 4 kvalitativně srovnatelné prostorové modely soustav dřík–cement–femur, a to s dříky Poldi-Čech, CF-30, MS-30 a PFC, u nichž byly následně vyhodnoceny mechanické interakce. Ze vzájemného porovnání mechanických interakcí můžeme vyhodnotit, jaké dříky působí na mechanickou soustavu příznivě a jaké nikoliv.

Trojrozměrné (trojdimenzionální = 3-D) modely dříků byly vytvořeny podle reálných dříků středních velikostí. Model 3-D cementového pláště kopíruje tvar dříku a jeho tloušťka se řídí doporučenými hodnotami (4–7 mm v proximální části a 1–3 mm v distální části). Cement zatéká asi 10 mm pod distální konec dříku. Vnější povrch cementového pláště je modelován jako hladký, což je značné zjednodušení oproti skutečnosti. 3-D model proximální epifyzy a metafýzy femuru byl vytvořen zrekonstruováním příčných řezů ve vzdálenostech 10, 5 a 2,5 mm od sebe – data popisující příčné řezy byla získána počítačovou tomografií. Vzdálenost mezi řezy se zmenšuje proximálně. Geometrické modely soustav byly vytvořeny složením geometrických modelů jednotlivých prvků soustavy – dříku, cemento-



Obr. 1. Geometrický model soustavy – dřík PFC

Tab. 1. Elastické a pevnostní vlastnosti materiálů dříků

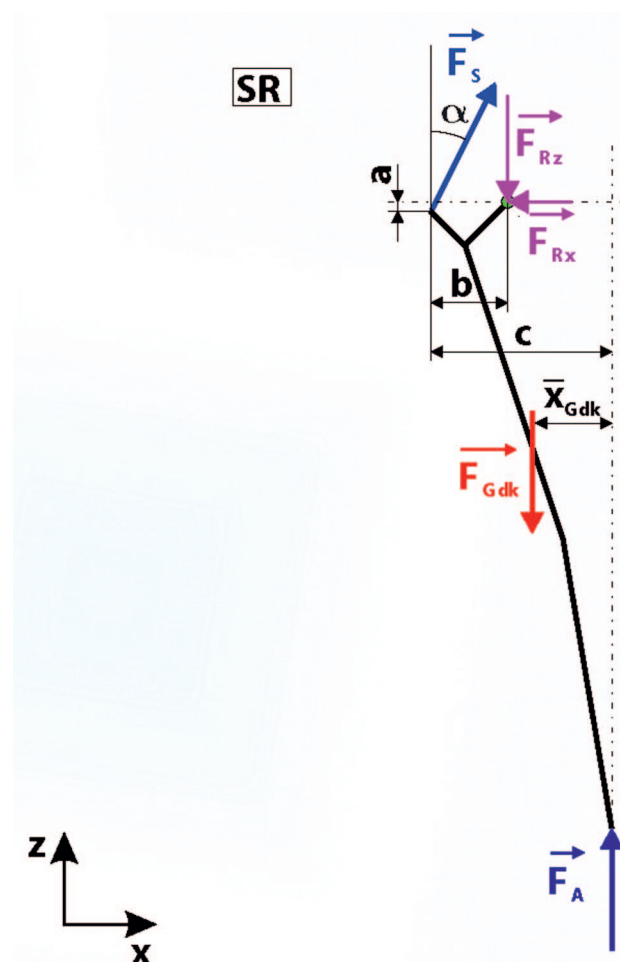
Dřík	Materiál		Modul pružnosti E [MPa]	Poissonovo číslo μ [-]	Mez [MPa]	
	Slitina	Dle normy			pružnosti	pevnosti
Poldi-Čech	FeCrNi	ISO 5832-1	203 000	0,3	213 (exp.)	711 (exp.)
CF-30	FeCrNi	ISO 5832-9	210 000	0,3	min. 430	min. 740
MS-30	FeCrNi	ISO 5832-9	210 000	0,3	min. 430	min. 740
PFC	CoCrNiMo	ISO 5832-6	230 000	0,3	min. 300	min. 800

vého pláště, femuru a v případě dříku MS-30 i centralizéru (obr. 1).

Dříky CF-30 a MS-30 jsou vyrobeny z FeCrNi slitiny podle normy ISO 5832-9. Dřík Poldi-Čech je vyroben z FeCrNi slitiny české výroby, která v současnosti vyhovuje normě ISO 5832-1. Dřík PFC je vyroben z CoCrNiMo slitiny podle normy ISO 5832-6. V tabulce 1 jsou uvedeny elastické a pevnostní vlastnosti materiálů dříků použitých ve výpočtových modelech. V cementovém toulci používáme materiálové charakteristiky cementu Palacos-R. Pro kostní tkáň používáme zpřesněné materiálové charakteristiky kostní tkáně, které lineárně závisí na minerální hustotě BMD (2, 4). Zpřesněné materiálové charakteristiky v Gruenových zónách R2–R6 (15) přibližně odpovídají materiálovým charakteristikám kompaktní kostní tkáně (27), pouze v zónách R1 a R7 jsou hodnoty modulu pružnosti podstatně nižší, a to kvůli přítomnosti zbytků spongiózní kostní tkáně. Moduly pružnosti se v jednotlivých Gruenových zónách pohybují v rozpětí 6 693 MPa–15 207 MPa.

Zatížení soustavy je ve výpočtových modelech vyjádřené na úrovni výsledného silového působení ze statické rovnováhy člověka při stoji na jedné dolní končetině (14, 30) (obr. 2).

Při tomto zatížení uvažujeme tíhu člověka F_G , tíhu dolní končetiny F_{Gdk} , svalovou výslednici abduktorů upnutých na velkém trochanteru F_s a výslednou stykovou sílu působící na hlavici endoprotézy F_R . Toto výsledné silové působení představuje jeden z mezních stavů



Obr. 2. Statická rovnováha při stoji na jedné DK

při pomalé chůzi, kdy je endoprotéza namáhána kombinací tlaku a ohybu. Další mezní stav, kdy je endoprotéza namáhána i krutem, není v této práci hodnocen (zatížení v oblasti kyčelního kloubu nelze pro tento extrémní stav takto jednoduše vyjádřit). Z tohoto důvodu nelze u výpočtových modelů hodnotit rotační stabilitu dříku. U všech výpočtových modelů soustav je zatížení vyjádřeno pro hmotnost člověka 75 kg. Úhel φ je úhel, který svírá výsledná styková síla F_R s mediální rovinou.

Mezi dříkem a cementovým pláštěm jsme zvolili kontaktní spojení (schopné přenášet pouze tlak), abychom umožnili mikroposuvy dříku vůči cementovému plášti.

Pro vytvoření sítě konečných prvků jsme použili objemové prvky šestistěny SOLID45 doplněné na rozhraní dřík–cement o 3-D kontaktní prvky CONTA174 a TARGE170. Výpočtové modely obsahují přibližně 10 000 objemových a 2000 kontaktních prvků.

Protože jsou výpočtové modely po všech stránkách kvalitativně shodné, výsledky mechanické interakce se mohou vzájemně podstatně lišit pouze kvůli odlišné konstrukci jednotlivých dříků.

VÝSLEDKY

V této práci se omezujeme na prezentaci dvou klíčových parametrů – kontaktních tlaků na rozhraní dřík/cement a ekvivalentních přetvoření v soustavě

dřík/cement/femur. Presentované závěry však byly učiněny po zhodnocení všech podstatných parametrů včetně redukovaných napětí a přetvoření v dříku, cementovém plášti a femuru.

Na obrázku 3a-d jsou u soustav s dříky CF-30, Poldi-Čech, MS-30 a PFC zobrazeny izoplochy ekvivalentních přetvoření EPTOEQV (ϵ_{ekv}). Modelované soustavy jsou zobrazeny v pohledu zezadu. Na obrázcích vpravo jsou modelované soustavy zobrazeny v řezu vedeném rovinou symetrie příslušného dříku. Ekvivalentní přetvoření nepřesahují v řešené oblasti hodnotu 0,004, tedy 4 000 $\mu\epsilon$ (microstrain).

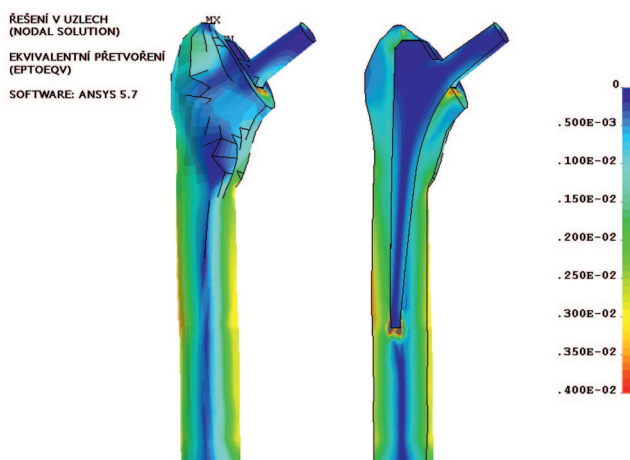
U izoploch ekvivalentních přetvoření lze mezi jednotlivými modelovanými soustavami pozorovat velmi podstatné rozdíly. Lokální maxima ekvivalentních přetvoření se nachází v okolí distálního konce dříku (u všech dříků), dále pak superomediálně při vstupu dříku do femuru (u všech dříků vyjma dříku PFC) a u dříku PFC i pod malým trochanterem. U všech jmenovaných oblastí se vysoké hodnoty přetvoření vyskytují v cementovém plášti, případně zasahují i do femuru.

Nejrozsáhlejší oblast s vysokými hodnotami ekvivalentních přetvoření se nachází kolem distálního konce dříku CF-30. U endoprotézy CF-30 se nachází vysoká přetvoření na laterální i mediální straně femuru v celém okolí distální třetiny dříku. Na laterální straně femuru se ekvivalentní přetvoření pohybují kolem 3 500 $\mu\epsilon$, přičemž maxima je dosaženo v úrovni distálního konce dříku. Na mediální straně se po celé délce diafýzy pohybují ekvivalentní přetvoření kolem 3 000 $\mu\epsilon$. Poněvadž jsou ekvivalentní přetvoření v oblasti kolem distálního konce dříku výrazně vyšší než v oblasti střední diafýzy, může zde u citlivějších jedinců docházet ke zbytnění kostní tkáně (19). To potvrzují i některé rentgenové snímky pacientů.

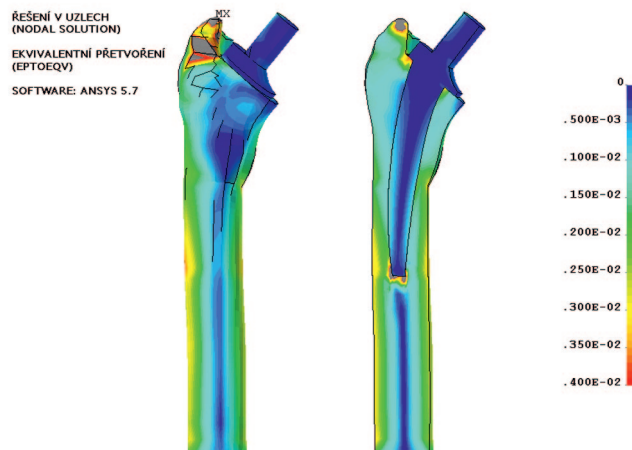
U dříku PFC je lokálního maxima 3 300 $\mu\epsilon$ dosaženo také na laterální straně femuru v úrovni distálního konce dříku. Na mediální straně je v úrovni distálního konce dříku hodnota ekvivalentního přetvoření 3 000 $\mu\epsilon$, proximálně a distálně hodnoty klesají na 2 700 $\mu\epsilon$. Další velmi výrazné lokální maximum 3 500 $\mu\epsilon$ se nachází na mediální straně femuru pod malým trochanterem (26) a je způsobeno tlakem límce dříku. Takto vysoké hodnoty přetvoření mohou vést k úbytku kostní tkáně pod límcem dříku v důsledku nadměrného namáhání oblasti.

U dříku Poldi-Čech se lokální maximum 3 500 $\mu\epsilon$ nachází na laterální straně femuru v úrovni distálního konce dříku. Proximálně hodnoty ekvivalentních přetvoření klesají na úroveň 2 500 $\mu\epsilon$, distálně na úroveň 3 000 $\mu\epsilon$. Na mediální straně lze v úrovni distálního konce dříku pozorovat pouze mírné zvýšení ekvivalentních přetvoření z 2 500 $\mu\epsilon$ na 2 700 $\mu\epsilon$.

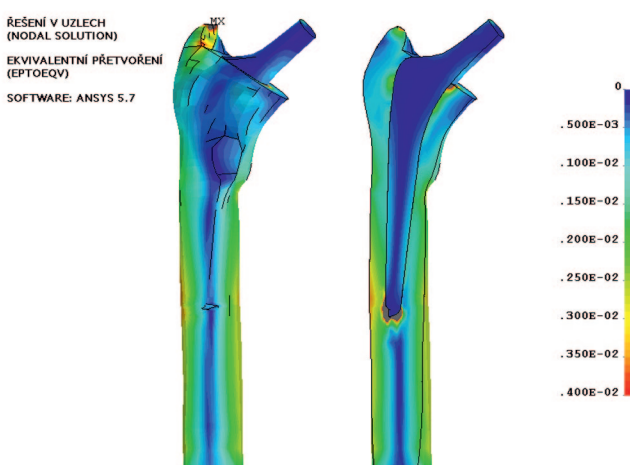
U dříku MS-30 je oblast s vysokými hodnotami ekvivalentních přetvoření podstatně menší než u dříku CF-30. Lokální maximum 3 500 $\mu\epsilon$ se nachází na laterální straně femuru v úrovni distálního konce dříku. Proximálně a distálně hodnoty ekvivalentních přetvoření klesají na úroveň 2 500 $\mu\epsilon$. Na mediální straně lze v úrovni distálního konce dříku pozorovat mírné zvý-



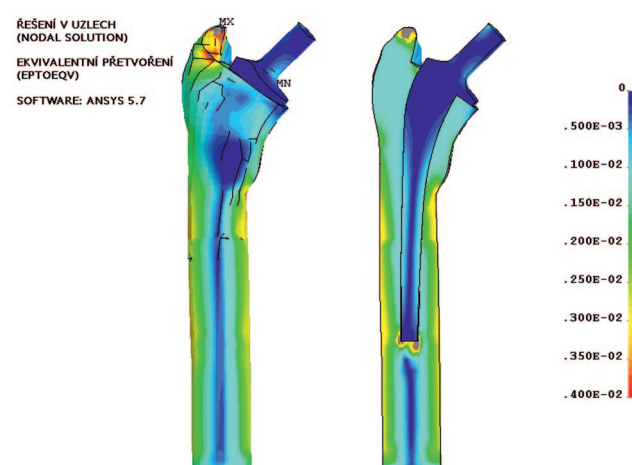
Obr. 3a. Dřík CF-30 – soustava EPTOEQV



Obr. 3b. Dřík Poldi-Čech – soustava EPTOEQV



Obr. 3c. Dřík MS-30 – soustava EPTOEQV



Obr. 3d. Dřík PFC – soustava EPTOEQV

šení hodnot ekvivalentních přetvoření z 2 500 $\mu\epsilon$ na 2 700 $\mu\epsilon$.

Z obrázku 3a-d je také zřejmé, že ekvivalentní přetvoření jsou v oblasti calcaru (35) u dříků CF-30, MS-30 nepodstatná, zatímco u dříků Poldi-Čech a PFC se pohybují na úrovni 1 000 $\mu\epsilon$. Jinými slovy se u těchto dříků projevuje nedostatečné přenášení sil na kost proximálního femuru (tzv. stress-shielding). Důsledkem může být odbourávání kostní tkáně proximálního femuru při nedostatečné poddajnosti dříků.

Na základě uvedených výsledků lze konstatovat, že nejpříznivější ekvivalentní přetvoření jsou u výpočtových modelů s dříky MS-30 a Poldi-Čech. Nejméně příznivé jsou u výpočtového modelu s dříkem CF-30.

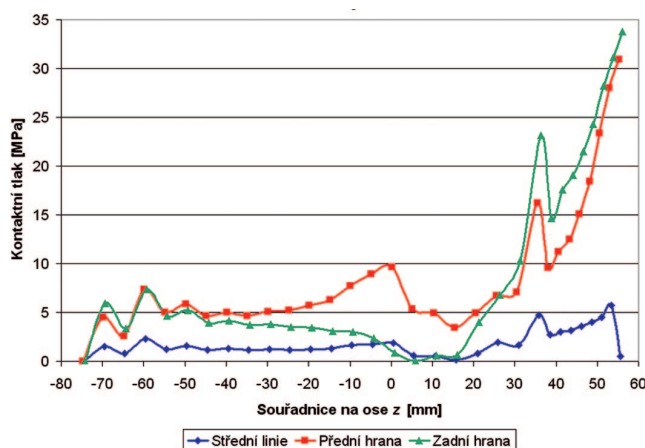
Na obrázku 4a-d jsou vyneseny hodnoty kontaktních tlaků, které se nacházejí na mediální straně dříku. Hodnoty kontaktních tlaků jsou vyneseny v závislosti na ose z, která vyjadřuje vertikální polohu příslušného bodu (uzlu) na mediální straně dříku. Tmavá křivka znázorňuje hodnoty kontaktních tlaků, které se nachází v průsečíku roviny symetrie dříku s mediální stranou dříku. Světlá křivka (uzly čtverce), resp. světlá křivka (uzly trojúhelníku) znázorňuje hodnoty kontaktních tlaků,

kteří se nacházejí na přední, resp. zadní hraně mediální strany dříku.

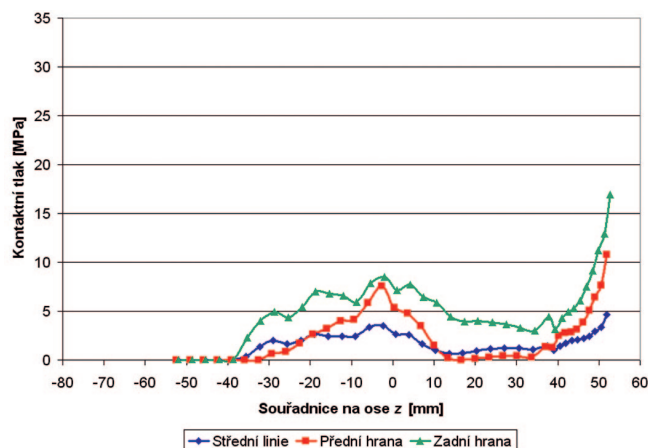
Na obrázku 4a je u dříku CF-30 patrný velký rozdíl mezi kontaktními tlaky, které se vyskytují na přední a zadní hraně mediální strany (světlé křivky) a kontaktními tlaky, které se vyskytují uprostřed mediální strany dříku (tmavá křivka). Rozdíl je markantní zejména při vstupu dříku do cementového pláště, kde na hranách dosahují kontaktní tlaky úrovně 30 MPa, zatímco uprostřed mediální strany jsou kontaktní tlaky pouze 5 MPa. Na hranách jsou tedy kontaktní tlaky až 6krát vyšší než uprostřed mediální strany.

Na obrázku 4b-d jsou znázorněny kontaktní tlaky u dříků Poldi-Čech, MS-30 a PFC. Všechny dříky mají hrany zaobleny velkým poloměrem, a tak rozdíly mezi kontaktními tlaky na hranách a uprostřed mediální strany nejsou při vstupu dříku do cementového pláště zdaleka tak velké jako u dříku CF-30, který má ostré hrany.

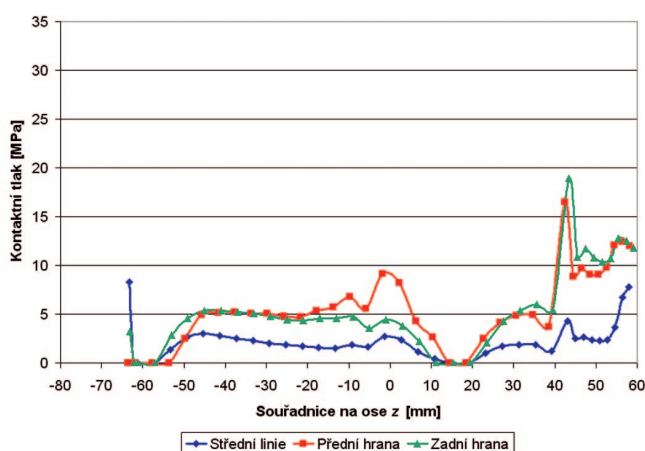
Rovnoměrné rozložení kontaktních tlaků je u dříku MS-30. Kontaktní tlaky na hranách se pohybují kolem 5 MPa a kontaktní tlaky uprostřed mediální strany se pohybují kolem 2,5 MPa. Při vstupu dříku do cemento-



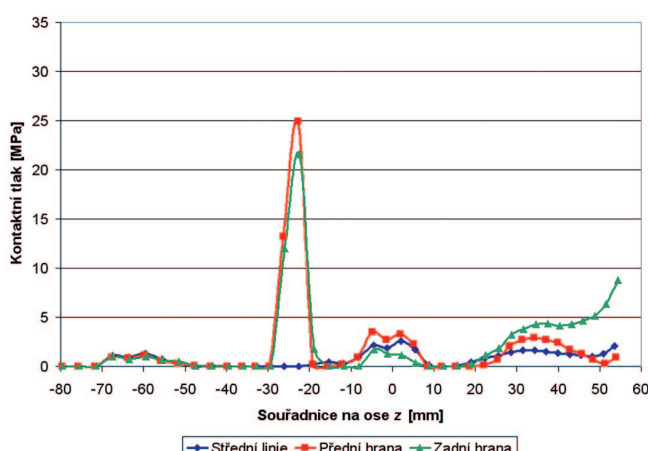
Obr. 4a. Dřík CF-30 – kontaktní tlaky na mediální straně



Obr. 4b. Dřík Poldi-Čech – kontaktní tlaky na mediální straně



Obr. 4c. Dřík MS-30 – kontaktní tlaky na mediální straně



Obr. 4d. Dřík PFC – kontaktní tlaky na mediální straně

vého pláště se hodnoty kontaktních tlaků zvyšují na 12 MPa na hranách, resp. na 7 MPa uprostřed mediální strany.

Podobné je rozložení kontaktních tlaků u dříku Poldi-Čech. Kontaktní tlaky se pohybují ve střední třetině dříku kolem 7 MPa na hranách a 3 MPa uprostřed mediální strany. Při vstupu dříku do cementového pláště se hodnoty zvyšují přibližně na 13 MPa na hranách, resp. na 5 MPa uprostřed mediální strany.

Nejpříznivější situace je u dříku PFC, který má v distální a střední třetině kulatý až oválný průřez, takže nezaznamenáváme podstatný rozdíl mezi kontaktními tlaky v měřených místech v přední a zadní části obvodu dříku a uprostřed mediální strany – kontaktní tlaky nepřesahují 3 MPa. Při vstupu dříku do cementového pláště se kontaktní tlaky výrazně zvyšují pouze na mediální straně v zadní části obvodu dříku, což je způsobeno výsledným silovým působením, které nepůsobí v rovině symetrie dříku. V těchto místech se zvyšují hodnoty kontaktních tlaků až na úroveň 8 MPa.

Na základě uvedených grafů lze konstatovat, že nejméně příznivý přenos zatížení je u dříku CF-30, u něhož jsou na ostrých hranách několikanásobně (až 6krát) vyšší hodnoty kontaktních tlaků než uprostřed

mediální strany, protože ostré hrany se chovají jako koncentrátoři napětí. Příznivý přenos zatížení je u dříků Poldi-Čech, MS-30 a PFC. U těchto dříků jsou kontaktní tlaky rovnoměrně rozloženy po délce dříku a navíc mezi jejich hodnotami na hranách a uprostřed mediální strany nejsou tak velké rozdíly.

DISKUSE

Z potencionálních příčin aseptického uvolňování /otěr polyethylenu (1, 20, 28, 29), povrch dříku, tvar dříku, špatná operační technika či cementování (34) – za nejvýznamnější považujeme tvar dříku a s tím související mechanickou interakci mezi implantátem, kostním cementem a femurem. Omezujeme se na hodnocení dvou klíčových parametrů – kontaktních tlaků na rozhraní dřík/cement a ekvivalentních přetvoření v soustavě dřík/cement/femur. Rotační stabilitu, zcela jistě také ovlivněnou tvarem dříku, v této práci nesledujeme.

Za aseptické uvolnění považujeme takové uvolnění, kde klinický, laboratorní a peroperační nález nesvědčí pro infekční uvolnění, i když je prokázáno, že řada aseptických uvolnění je sekundárně infikována ve formě biofilmu (32).

U většiny srovnávaných parametrů, z nichž za jeden z nejdůležitějších z hlediska dlouhodobé životnosti implantátu považujeme rozložení kontaktních tlaků, je nejhůře hodnocen dřík CF-30 (24). Jeho ostré hrany, které se chovají jako koncentrátoři napětí, se projevují negativně nejen na rozhraní dřík/cement, ale nepříznivě ovlivňují i výslednou napjatost ve femuru. To koreluje s nepříznivou křivkou přežívání dříku CF-30 a častějším a častějším aseptickým uvolňováním tohoto dříku (23). Nejlépe jsou hodnoceny dříky MS-30 a Poldi-Čech (31). Dřík PFC se chová při uvedeném modelovém zatížení také velmi příznivě – při zatížení, kde by podstatným namáháním byl krut, by jeho kulatý až oválný průřez mohl zapříčinit problémy s rotační stabilitou implantátu, kterou však výše uvedené výpočtové modely nejsou schopny postihnout.

ZÁVĚR

Z prezentovaných výsledků je zřejmé, že bylo dosaženo velmi dobré shody mezi klinickými výsledky dříků a hodnocením dříků z mechanického hlediska. Na základě této skutečnosti lze konstatovat, že mechanická interakce mezi dříkem, cementovým pláštěm a kostní tkání má zásadní vliv na životnost implantátu.

Literatura

1. BARTONÍČEK, J., DŽUPA, V.: Problematika polyetylenu u totálních náhrad kyčelního kloubu. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 66: 320–355, 1999.
2. BECK, T. J., MOURTADA, F. A., RUFF, C. B., SCOTT, W. W. JR., KAO, G.: Experimental testing of a DEXA-derived curved beam model of the proximal femur. *J. Orthop. Res.*, 16: 394–398, 1998.
3. BLACK, J. HASTINGS, G.: *Handbook of Biomaterial Properties*. London, Chapman & Hall 1998.
4. CODY, D. D., GROSS, G. J., HOU, F. J., SPENCER, H. J., GOLDSTEIN, S. A., FYHRIE, D. P.: Femoral strength is better predicted by finite element models than QCT and DXA. *J. Biomech.*, 32: 1013–1020, 1999.
5. ČECH, O., BEZNOSKA, S., KRBEC, M.: Hybridní náhrada kyčelního kloubu systémem Poldi-Čech. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 59: 77–80, 1992.
6. ČECH, O., DŽUPA, V., SVATOŠ, F.: Necementovaná jamka endoprotézy kloubu CLS Spotorno – pětileté výsledky. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 68: 10–17, 2001.
7. ČECH, O., DŽUPA, V.: *Revizní operace náhrad kyčelního kloubu*. Praha, Galén 2004.
8. ČECH, O., PAVLANSKÝ, R.: *Artroplastika kyčelního kloubu*. Praha, Avicenum 1978.
9. DOSTAL, W. F., ANDREWS, J. G.: A three-dimensional biomechanical model of hip musculature. *J. Biomech.*, 14: 803–812, 1981.
10. DUDA, G. N., HELLER, M., ALBINGER, J., SCHULTZ, O., SCHNEIDER, E., CLAES, L.: Influence of muscle forces on femoral strain distribution. *J. Biomech.*, 31: 841–846, 1998.
11. DUNGL, P. A KOLEKTIV: *Ortopedie*. Praha, Grada publishing 2005.
12. GALLO, J., KAMÍNEK, P., ZAPLETALOVÁ, J., ČECHOVÁ, I., ŠPÍČKA, J., DITMAR, R.: Je osteolýza kolem stabilní TEP kyčelního kloubu asymptomatická? *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 71: 20–25, 2004.
13. GALLO, J., HAVRÁNEK, V., ZAPLETALOVÁ, J., MANDÁT, D.: Měření ořezu polyetylenových jamek TEP kyčelního kloubu univerzálním měřicím mikroskopem. Charakteristika měření. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 73: 28–33, 2006.
14. GRAICHEN, F., BERGMANN, G., ROHLMANN, A.: Hip endoprosthesis for in vivo measurement of joint force and temperature. *J. Biomech.*, 32: 1113–1117, 1999.
15. GRUEN, T. A., MCNEICE, G. M., AMSTUTZ, H. C.: „Modes of failure“ of cemented stem-type femoral components: radiographic analysis of loosening. *Clin. Orthop.*, 141: 17–27, 1979.
16. HARRIS, W. H.: Wear and Periprosthetic Osteolysis. The Problem. *Clin. Orthop.*, 393: 66–70, 2001.
17. HART R., ROZKYDAL, Z.: Dlouhodobé výsledky totální protézy kyčelního kloubu Poldi. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 66: 139–145, 1999.
18. HUDEC, J., KOVANDA, M.: Analýza mechanické interakce cementované endoprotézy s femurem se zaměřením na zpřesnění mechanické vlastnosti kostní tkáně. *Výpočtová mechanika 2000*, Nečtiny, 155–162, 2000.
19. CHEAL, E., SPECTOR, M., HAYES, W.: Role of loads and prosthesis material properties on the mechanics of the proximal femur after total hip arthroplasty. *J. Orthop. Res.*, 10: 405–422, 1992.
20. INGHAM, E., FISCHER, J.: Biological Reactions to Wear Debris in Total Joint Replacement. *Proc. Inst. Mech. Eng.*, Part H, 214: 21–37, 2000.
21. JAHODA, D., NYČ, O., ŠIMŠA, J., KUČERA, E., HANEK, P., CHRZ, P., POKORNÝ, D., TAWA, N., LANDOR, I., SOSNA, A.: Výskyt pozdní hematogenní infekce kloubních náhrad v našem souboru a návrh systému prevence. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 74: 397–400, 2007.
22. KOVANDA, M.: *Totální náhrada kyčelního kloubu*. Brno, atestační práce, 1994.
23. KOVANDA, M.: *Artroplastika*. Brno, I. ortopedická klinika FN USA, Ph. D. Thesis, 2002.
24. KOVANDA, M., HAVLÍČEK, V., HUDEC, J.: Předčasné aseptické uvolňování dříku CF-30. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 74: 59–64, 2007.
25. KRBEC, M., ČECH, O., DŽUPA, V.: Reoperace cementované totální endoprotézy kyčle: I. Rtg-diagnostika a klasifikace uvolnění. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 59: 23–26, 1992.
26. LING, R. S.: The use of a collar and precoating on cemented femoral stem is unnecessary and detrimental. *Clin. Orthop.*, 285: 73–83, 1992.
27. LOTZ, J. C., GERHART, T. N., HAYES, W. C.: Mechanical properties of metaphysical bone in the proximal femur. *J. Biomech.*, 24: 317–329, 1991.
28. POKORNÝ, D., ŠLOUF, M., HORÁK, Z., JAHODA, D., ENTLICHER, G., EKLOVÁ, S., SOSNA, A.: Metodika sledování distribuce ořezových částic UHMWPE v okolních tkáních u TEP kyčelního kloubu. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 73: 243–250, 2006.
29. SOSNA, A., RADONSKÝ, T., POKORNÝ, D., VERGL, D., HORÁK, Z., JAHODA, D.: Polyetylenová nemoc. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 70: 6–16, 2003.
30. STOLK, J., VERDONSCOT, N., HUISKES, R.: Hip-joint and abductor-muscle forces adequately represent in vivo loading of a cemented total hip reconstruction. *J. Biomech.*, 34: 917–926, 2001.
31. ŠTĚDRÝ, V., HAJNÝ, P.: Dlouhodobé výsledky TEP kyčelního kloubu Poldi. *Acta Chir. orthop. Traum. čech.*, 64: 282–291, 1997.
32. TOMÁŠ, T.: *Infekce totální náhrady kloubu*. Brno, disertační práce, 2005.
33. VALENTA, J.: *Biomechanika*. Praha, Academia 1985.
34. WEBER, B. G.: Pressurized Cement Fixation in Total Hip Arthroplasty. *Clin. Orthop.*, 232: 87–95, 1988.
35. WROBLEWSKI, B. M., SINEY, P. D., FLEMING, P. A., BOBAK, P.: The calcar femorale in cemented stem fixation in total hip arthroplasty. *J. Bone Jt Surg.*, 82: 842–845, 2000.

MUDr. Milan Kovanda, Ph.D.,
Barvičova 82,
602 00 Brno