



ANALYSIS OF MECHANICAL CHARACTERISTICS OF PROSTHESIS WITH RESPECT TO CLINICAL EXPERIENCES

Jiří HUDEC, Milan KOVANDA*

***Summary:** This paper is concerned in analysis of the mechanical interaction between several types of cemented total prosthesis and femur. The stress-strain analysis of the system prosthesis-cement-femur is performed with FEM program ANSYS 5.4 – 5.6. The problem is solved as 3-D, more accurate mechanical properties of the femur and simplified physiological load are reflected. Conclusions are compared with clinical experiences with these implants.*

1. Úvod

Totální endoprotézy se používají v klinické praxi již několik desetiletí. Od začátku jejich používání se ortopedové potýkají s více či méně závažnými biomechanickými komplikacemi, které jsou ve většině případů důsledkem radikálnosti operačního výkonu, jenž dlouhodobě narušuje fyziologickou rovnováhu v oblasti kyčelního kloubu. K těm nejzávažnějším biomechanickým komplikacím, které měly fatální důsledky pro pacienty, lze řadit zlomeniny dřívku endoprotézy. K těmto zlomeninám v distální třetině dřívku docházelo dříve u totálních endoprotéz POLDI, když se ještě používalo jejich fyziologické postavení ve femuru. Dalším příkladem závažných biomechanických komplikací může být uvolnění dřívku u endoprotézy CF-30, k němuž dochází u pacientů po několikaletém užívání implantátu. Mezi ty méně závažné biomechanické komplikace lze zařadit zbytnění kosti v oblasti distálního konce dřívku nebo úbytek kostní tkáně v proximální epifyse. Lze očekávat, že všechny tyto komplikace mají příčinu ve změně mechanických vlastností soustavy endoprotéza-cement-kost oproti fyziologickému stavu před operací.

Cílem naší práce je posouzení celkem pěti, v České Republice nejužívanějších, totálních endoprotéz. Konkrétně totální endoprotézy POLDI s banánovým dřívkem, endoprotézy CF-30 od firmy AlloPro, endoprotézy MS-30 od firmy Sulzer Medica, endoprotézy PFC od firmy Johnson & Johnson a endoprotézy Exeter. Cílem není jen posoudit samotné implantáty z mechanického hlediska, ale provést jejich komplexní posouzení včetně jejich interakce s okolními materiály (cement, kost), čímž, jak doufáme, se podaří vysvětlit příčiny drtivé většiny biomechanických komplikací. Mechanickou interakci těchto implantátů s okolními materiály analyzujeme na prostorových modelech soustavy endoprotéza-cement-femur ve výpočtovém systému metody konečných prvků ANSYS 5.4 – 5.6. Získané výsledky z deformačně-napěťové analýzy porovnáваме s mnohaletými klinickými zkušenostmi s těmito implantáty.

V současné době se nacházíme přibližně v polovině našeho výzkumu, a tak se tento příspěvek zatím omezí na totální endoprotézy POLDI, CF-30 a zčásti i MS-30.

* Ing. Jiří Hudec, doktorand, VUT FSI - Ústav mechaniky těles, Technická 2, Brno, Hudec@One.CZ
MUDr. Milan Kovanda, I. ortopedická klinika, Nemocnice u sv. Anny, Brno

2. FILOZOFIE ŘEŠENÍ PROBLÉMU

Celá soustava endoprotéza-cement-kost je zatížena zjednodušeným fyziologickým silovým působením, jež odpovídá stoji člověka na jedné dolní končetině. Průběhy napětí v soustavě tedy reprezentují maximální hodnoty, jichž lze při běžném používání dosáhnout. Neuvažujeme samozřejmě jednorázové přetížení implantátu, k němuž může dojít např. při pádu pacienta.

Nejprve je zapotřebí posoudit jednotlivé komponenty soustavy (totální endoprotéza, cement, femur), a teprve poté soustavu jako celek.

2.1 TOTÁLNÍ ENDOPROTÉZA

Z hlediska mechaniky nemůžeme v implantátu připustit vznik elastoplastických deformací, tj. průběhy redukováných napětí se musí při běžném používání pohybovat výrazně pod mezí kluzu materiálu implantátu.

2.2 CEMENT

Při hodnocení napjatosti v cementu musíme brát v úvahu, že kostní cement je křehký materiál. Dnes běžně používaný cement Simplex má hodnotu meze pevnosti v tlaku $R_d = 345$ MPa. Hodnotu meze pevnosti v tahu pro tento cement se nám nepodařilo zjistit, nicméně lze očekávat, že bude podstatně nižší. Dle [1] je mez pevnosti v tahu čerstvého cementu na bázi PMMA přibližně $R_m = 40$ MPa, avšak tento údaj je 20 let starý a cement Simplex bude mít zřejmě tuto hodnotu podstatně vyšší.

2.3 KOST

Mnohem obtížněji se hodnotí napjatost v kostní tkáni. Kostní tkáň je živý materiál, jehož dlouhodobé reakce na zatížení se snaží popsat různé remodelační teorie. Nejjednodušší a nejznámější z nich je Pauwelsova teorie remodelace kostní tkáně. Ta tvrdí, že při optimální hodnotě napětí je přetvoření kostní tkáně v rovnováze, tedy stejné množství kostní tkáně se odbourává i vytváří. Z uvedené teorie vyplývá, že remodelace kosti je řízena zpětnou vazbou, tj. zvýší-li se napětí, dojde ke zbytnění kostní tkáně a sníží-li se napětí, dojde k odbourání kostní tkáně. Pokud se ale napětí zvýší nad jistou maximální hranici, dojde k přetížení kostní tkáně, které má za následek její patologické odbourání.

Jak je vidět, formulace Pauwelsovy teorie remodelace kostní tkáně je dosti vágní. Pod tzv. "optimální hodnotou napětí" si nelze představit žádnou konkrétní hodnotu, což by nám značně ulehčilo vyhodnocování napjatosti v kostní tkáni. Tato "optimální hodnota napětí" je spíše intervalem hodnot, který je navíc značně individuálně závislý. To ve svém důsledku vede při vyhodnocování napjatosti kostní tkáně k obecným soudům, kdy můžeme maximálně říci, že "napjatost v dané oblasti je podstatně vyšší/nižší než je obvyklé ve fyziologickém stavu, což může vést ke zbytnění/odbourávání/patologickému odbourávání kostní tkáně v dané oblasti". Následně pak můžeme pravdivost těchto obecných soudů doložit zkušenostmi z klinické praxe.

2.4 SOUSTAVA ENDOPROTÉZA-CEMENT-KOST

Uvážíme-li dlouhodobé reakce kosti na zatížení, pak můžeme konstatovat, že dobrým implantátem může být jen takový implantát, který vyvolává v celé soustavě rovnoměrné rozložení napjatosti bez "ostrých" lokálních extrémů a jehož aplikace způsobí v kostní tkáni jen minimální změny průběhu napjatosti oproti fyziologickému stavu.

3. VSTUPNÍ ÚDAJE DO VÝPOČTOVÉHO MODELOVÁNÍ

3.1 GEOMETRIE A TOPOLOGIE SOUSTAVY

Úloha je řešena jako prostorová (3-D). Data o geometrii proximální epifysy a metafýsy byla získána z počítačové tomografie (CT). Diafýsa femuru byla vytvořena podle reálného femuru

zrekonstruováním 6 řezů ve vzdálenostech 10, 60, 90, 120 a 150 mm od posledního řezu proximální metafysy, k němuž byla k dispozici data z CT. Vnější plochy femuru byly vytvořeny přetažením přes zrekonstruované průřezy.

Geometrie totálních endoprotéz POLDI, CF-30 a MS-30 byla vytvořena zrekonstruováním příčných průřezů ve vhodných vzdálenostech od sebe tak, aby plochy přetažené přes tyto průřezy co nejvěrněji vystihovaly reálný implantát. U žádné z endoprotéz nebyly uvažovány otvory sloužící k jejich vytažení a středící otvory (CF-30 a MS-30). Otvory nebudou podstatně ovlivňovat získané výsledky a jejich uvažování by zbytečně zkomplikovalo generaci sítě MKP. Základní konstrukční parametry jednotlivých endoprotéz uvádí následující tabulka.

Tab. 1: Základní konstrukční parametry totálních endoprotéz.

	POLDI	CF-30	MS-30
Tvar dříku:	banánový	rovný	rovný
Límec:	ano	ne	ne
Konstrukce dvojitého klínu:	ano	ne	ano
Ostré hrany:	ano	ano	ne
Povrch:	hladký	zdrsněný	zdrsněný
Kolodíafysární úhel:	135°	126°	130°

Geometrie cementu je volena v souladu s obecně doporučovanými hodnotami. Cementová vrstva souvisle obaluje všechny typy zkoumaných endoprotéz. V distální části je její tloušťka 2 mm (doporučená hodnota je 1 – 3 mm), v proximální části je její tloušťka přibližně 5 mm (doporučená hodnota je 4 – 7 mm). Cement zatéká 10 mm pod dřík endoprotézy.

Zkoumané cementované endoprotézy jsou zasazeny do femuru tak, aby jejich dřík končil v místě, kde se původně nacházela hlavička femuru. Femur je ve všech případech seříznutý podél *crista* a *linea intertrochanterica*, které vedou mezi *trochanter major* a *trochanter minor*. V případě endoprotéz POLDI a CF-30 je řez veden tak, aby byl dřík kolmý k seříznuté rovině. V případě endoprotézy MS 30 je řez veden podél rysky vyznačené na endoprotéze. Řez se nachází v souladu s doporučením 16 – 20 mm nad trochanter minor. Endoprotézy mají distální konec dříku umístěn přibližně v geometrickém středu příslušného průřezu diafysy femuru. Jedinou výjimkou je valgosní postavení endoprotézy POLDI ve femuru, při němž se mediální část dříku dotýká laterální strany diafysy a proximální a distální části dříku se dotýkají mediální strany femuru. Endoprotézy jsou mírně sklopeny dorsálně, což usnadňuje jejich zasazení do femuru.

3.2 MATERIÁLOVÉ CHARAKTERISTIKY

Endoprotéza POLDI je vyrobena z oceli AKV ULTRA 2, což je austenitická ocel s přísadou molybdenu a s nízkým obsahem uhlíku. Endoprotézy CF-30 a MS-30 jsou vyrobeny z materiálu dle normy ISO 5832-9. Tato norma definuje požadavky na nerez slitiny pro chirurgické implantáty. Nejběžněji používanými materiály této skupiny jsou slitiny 316 a 316 L (liší se množstvím uhlíku). V koncernu Sulzer Medica se materiál vyhovující této normě nazývá Protasul-S30. Jedná se o FeCrNi tvářenou slitinu, která je vhodná pro implantáty namáhané na ohyb, krut a tlak.

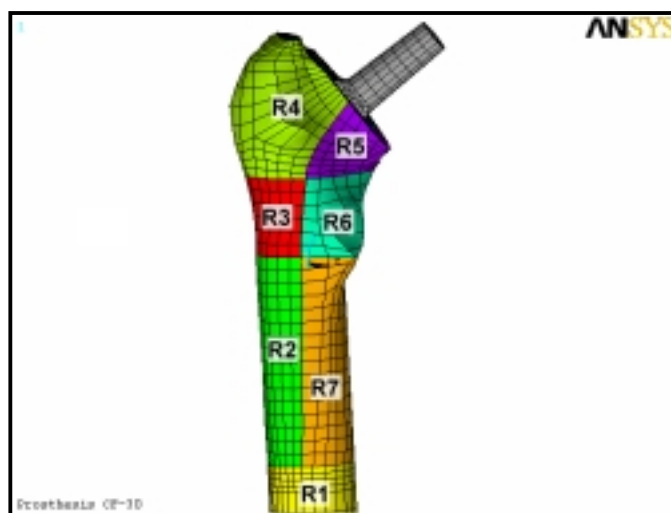
Endoprotézy byly použity v kombinaci s cementem Simplex od firmy How Medica. Tvoří ho ze 75 % methyl metakrylát-styrén-kopolymer, z 15 % polymethylmetakrylát a z 10 % bariem sulfát. Materiálové charakteristiky endoprotéz a cementu uvádí tab. 2.

Kostní tkáň je materiál s výraznými anizotropními vlastnostmi. Většinou se ale řeší jako materiál izotropní s konstantní hodnotou modulu pružnosti v celé řešené oblasti. V našem případě používáme zpřesněné materiálové charakteristiky kostní tkáně, které závisí na densitě kostní tkáně získané pomocí metody DEXA v 7 významných oblastech femuru tzv. Gruenových zónách. Řešíme tedy femur sice jako materiál izotropní, avšak s jinou hodnotou modulu pružnosti v každé ze

7 Gruenových zón, viz obr. 1. I když výsledky při uvažování rozdílných modulů pružnosti v 7 Gruenových zónách oproti konstantní hodnotě modulu pružnosti v celé řešené oblasti neprokázaly podstatné kvalitativní ani kvantitativní změny ($< 5 \%$), používáme tento sofistikovanější model i nadále, protože nijak nezvyšuje výpočtovou náročnost.

Tab. 2: Materiálové charakteristiky totálních endoprotéz a cementu.

	POLDI	CF-30	MS-30	cement Simplex
Materiál:	AKV Ultra 2	ISO 5832-9	Protasul-S30	PMMA
Modul pružnosti E:	203 000 MPa	210 000 MPa	210 000 MPa	66 900 MPa
Poussonovo číslo μ:	0,3	0,3	0,3	0,29
Mez kluzu $R_p0,2$:	213 MPa	430 MPa (min.)	740 MPa (min.)	-
Mez pevnosti R_m:	711 MPa	430 MPa (min.)	740 MPa (min.)	345 MPa (v tlaku)
Tažnost A:	68 %	35 % (min.)	35 % (min.)	-



Obr. 1: Konečnoprvkový model soustavy s vyznačením Gruenových zón R1 – R7.

Protože byla mezi densitou kortikální kostní tkáně a modulem pružnosti zjištěna vysoká korelace ($r > 0,8$), je zvolena mezi těmito dvěma parametry lineární závislost. Minimální a maximální hodnota modulu pružnosti je nastavena tak, aby odpovídala výsledkům z měření závislosti mechanických vlastností na poloze, kterou již v roce 1951 zkoumali u femuru F. G. Evans a M. Lebow [1]. Přehled densitometrických veličin (plocha, BMC, BMD) společně s přiřazenými moduly pružnosti uvádí tab. 3 (číslování zón je převzato z přístroje Hologic 2000):

Tab. 3: Densitometrické veličiny a odpovídající moduly pružnosti.

Zóna	Plocha [cm ²]	BMC [g]	BMD [gcm ⁻²]	E [MPa]
R1	6,93	9,80	1,415	15 144
R2	2,82	3,23	1,146	14 343
R3	3,08	3,20	1,037	14 018
R4	6,24	6,44	1,031	14 000
R5	1,97	2,37	1,204	14 515
R6	3,75	5,62	1,501	15 400
R7	3,94	4,96	1,261	14 685

3.3 ZATÍŽENÍ

Zatížení v oblasti kyčelního kloubu je výrazně zjednodušeno, a to pouze na působení abduktorů (*m. gluteus medius*, *m. gluteus minimus* a zčásti i *m. gluteus maximus*) na trochanteru major. Výsledná styková síla působící na hlavici endoprotézy je vyjádřena ze statické rovnováhy člověka při stoji na jedné dolní končetině.

Při vyjadřování statické rovnováhy respektujeme tíhu člověka F_G , sílu působící v abduktorech na trochanteru major F_s a tíhu dolní končetiny F_{Gdk} . Stykovou sílu v kyčelním kloubu F_R určujeme z vypočtené síly v abduktorech s využitím rovnic statické rovnováhy.

Zvolené zatížení soustavy odpovídá člověku o hmotnosti 75 kg, jehož *parameter bitrochanterica* je 330 mm. Zatížení je počítáno pro případ, že působí v rovině symetrie endoprotézy. Úhel α , který svírají abduktory na trochanteru major s podélnou osou, je zvolen 20° , což je běžná hodnota. Tab. 4 uvádí zatížení vypočtené ze statické rovnováhy:

Tab. 4: Zatížení v oblasti kyčelního kloubu vypočtené ze statické rovnováhy.

Hmotnost [kg]	F_G [N]	F_{Gdk} [N]	F_s [N]	F_R [N]	ϕ [°]
75	735,75	134,79	1 218,51	1 795,03	13,4

3.4 VAZBY

Celý model MKP je vetknutý v distální rovině. U endoprotézy POLDI se uvažuje kontakt mezi límcem endoprotézy a seříznutým femurem a u valgózního postavení ještě mezi totální endoprotézou a cementem (T-C). U endoprotézy CF-30 se uvažuje v jedné variantě kontakt mezi totální endoprotézou a cementem (T-C) a v druhé variantě kontakt mezi cementem a femurem (C-F).

4. ŘEŠENÍ

Pro řešení byl použit výpočtový systém MKP ANSYS 5.4 – 5.6. Model tvoří prostorové prvky SOLID45 (8-mi uzlový šestistěn) a kontaktní prvky CONTAC49 (kontakt typu bod-plocha). Přehled počtu prvků u jednotlivých variant uvádí tab. 5.

Tab. 5: Přehled počtu prvků u jednotlivých variant.

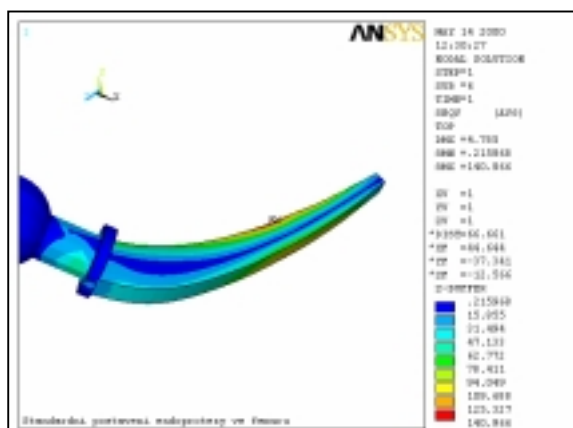
	POLDI			CF – 30	
Postavení:	Fyziologické	Valgózní		Fyziologické	
Kontakt:	Límec	Límec	Límec a T-C	T-C	C-F
SOLID45:	8 428	6746	6 714	8 996	8 996
CONTAC49:	717	826	9 841	10 734	8 990
CELKEM:	9 145	7572	16 555	19 730	17 986

5. PREZENTACE VÝSLEDKŮ

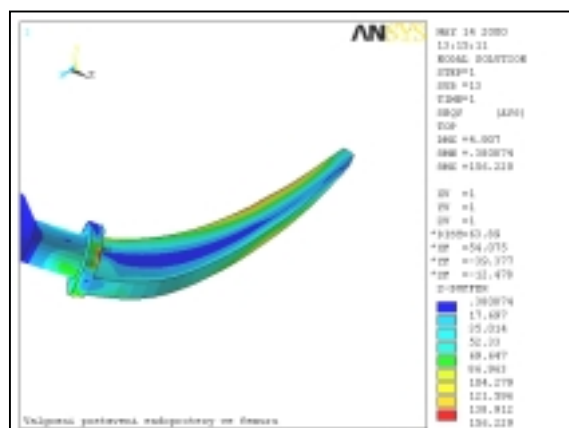
Na obr. 2, resp. obr. 3 je zobrazen průběh redukovaného napětí dle HMH v endoprotéze POLDI při fyziologickém, resp. valgózním postavení ve femuru. V obou případech se uvažuje kontakt mezi límcem endoprotézy a seříznutým femurem.

Na obr. 4 je zobrazen průběh redukovaného napětí dle HMH v endoprotéze POLDI při valgózním postavení ve femuru. Na obr. 5 je zobrazen průběh redukovaného napětí dle HMH v endoprotéze CF-30. V obou případech se uvažuje kontakt na rozhraní totální endoprotéza – cement. U endoprotézy POLDI je navíc kontakt mezi límcem endoprotézy a seříznutým femurem.

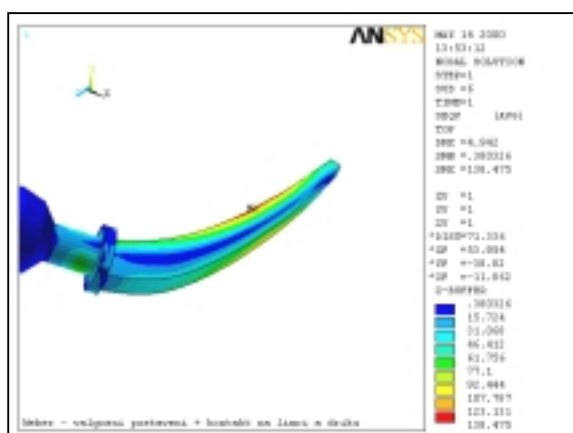
Na obr. 6 a 7 je zobrazen průběh redukovaného napětí dle HMH na vnější straně cementové vrstvy. Na obr. 6 se uvažuje kontakt na rozhraní totální endoprotéza – cement a na obr. 7 na rozhraní cement – femur. Soustava je zatížena na dříku endoprotézy silou 1500 N, která vyvolává krut a ohyb.



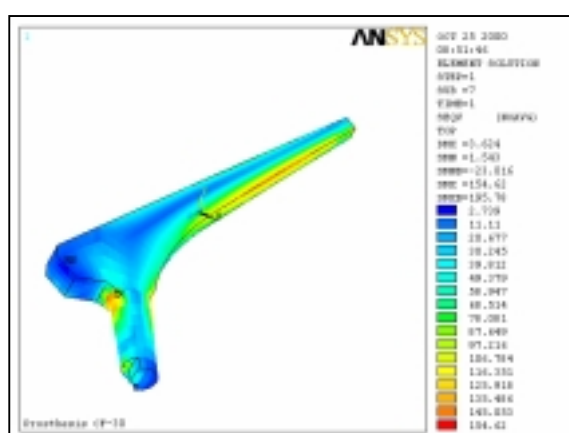
Obr. 2: Průběh red. napětí v endoprotéze POLDI (fyziologické postavení).



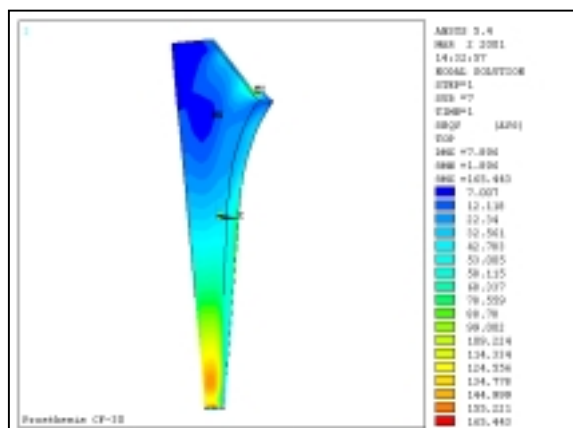
Obr. 3: Průběh red. napětí v endoprotéze POLDI (valgózní postavení).



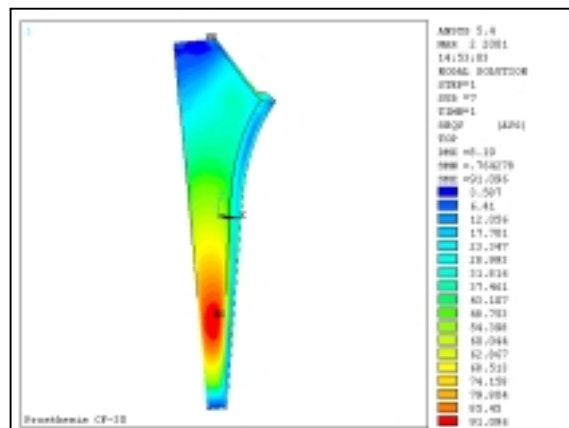
Obr. 4: Průběh red. napětí v endoprotéze POLDI (valgózní postavení, kontakt T-C).



Obr. 5: Průběh red. napětí v endoprotéze CF-30 (kontakt T-C).



Obr. 6: Průběh red. napětí v cementu (endoprotéza CF-30, kontakt T-C).



Obr. 7: Průběh red. napětí v cementu (endoprotéza CF-30, kontakt C-F).

6. ANALÝZA VÝSLEDKŮ ŘEŠENÍ

6.1 ENDOPROTÉZA POLDI

Maximální redukované napětí dosahuje jak při fyziologickém, tak při valgózním zasazení endoprotézy do femuru přibližně hodnoty 140 MPa, což je výrazně menší hodnota, než je mez kluzu

oceli AKV ULTRA 2 ($R_p0.2 = 213 \text{ MPa}$). Bezpečnost vzhledem k meznímu stavu pružnosti je přibližně $k_k = 1,5$. Maximální hodnota redukováného napětí se nachází na mediální straně přibližně v polovině délky dříku.

Redukovaná napětí a napětí od ohybu (složka σ_z) jsou po délce dříku rozložena rovnoměrně bez lokálních extrémů. Ostré hrany endoprotézy sice působí jako koncentrátoři napětí, avšak jejich účinek není příliš podstatný. Lze konstatovat že dřík endoprotézy POLDI je velmi dobře tvarově navržen.

Z hlediska silového působení v oblasti kyčelního kloubu je fyziologické postavení endoprotézy ve femuru výhodnější než valgózní postavení. Z hlediska rozložení redukováných napětí v dříku endoprotézy lze vidět podstatnější rozdíly pouze v proximální části endoprotézy. Od mediální třetiny níže je napjatost u obou těchto variant kvantitativně téměř shodná. Z klinické praxe je známo, že u tohoto typu endoprotézy docházelo při fyziologickém postavení ke zlomeninám dříku v distální třetině. Proto se toto postavení přestalo používat. I když kvantitativně vychází redukována napětí přibližně shodně, u napětí od ohybu (složka σ_z) je rozdíl patrný. Při fyziologickém zatížení je endoprotéza více ohybově namáhána než při valgózním postavení. U valgózního postavení se část ohybového namáhání transformuje na tlakové namáhání, což ocel AKV ULTRA 2 snáší mnohem lépe, a tak od začátku používání valgózního postavení přestalo docházet ke zlomeninám dříku.

Problémem endoprotézy POLDI je volba jejího materiálu, který má příliš nízkou hodnotu meze kluzu.

Další problém představuje límec endoprotézy, který je spíše na škodu. V místě kontaktu cementu s límcem vzniká v cementu napjatost, která je přibližně 4x větší než v okolních oblastech. Obdobná situace je i v místě kontaktu límce s femurem, kde dosahují redukována napjetí přibližně hodnoty 27 MPa, zatímco v okolních oblastech proximální epifyzy jsou napětí téměř nulová. V této oblasti dochází k velmi ostrým lokálním extrémům, které mohou mít za následek odbourání kostní tkáně v důsledku přetěžování. To potvrzují i rentgenové snímky některých pacientů, na nichž je patrné odbourání kostní tkáně v proximální části po několikaměsíčním užívání.

6.2 ENDOPROTEZA CF-30

Maximální redukována napětí dosahuje v endoprotéze CF-30 přibližně hodnoty 166 MPa, což je výrazně menší hodnota, než je mez kluzu materiálu ISO 5832-9 ($R_{emin} = 430 \text{ MPa}$). Bezpečnost vzhledem k meznímu stavu pružnosti je $k_k > 2,6$. To je podstatně příznivější hodnota než v případě endoprotézy POLDI. Maximální hodnota redukováného napětí se nachází na přechodu mezi krčkem a dříkem endoprotézy. V oblasti dříku endoprotézy je nejvíce namáhána distální třetina. Ostré hrany endoprotézy způsobují vyšší koncentrace napětí než v případě endoprotézy POLDI.

Vyšší hodnota napjatosti v oblasti distálního konce dříku se také projevuje v okolním cementu a kostní tkáni. V této oblasti dochází k mírnému lokálnímu extrému redukováného napětí, což může vést ke zbytnění kostní tkáně. Některé případy pacientů tento závěr potvrzují.

Zpočátku se jevil tvar endoprotézy z mechanického hlediska jako velmi dobrý. Avšak z klinických zkušeností je zřejmé, že po několikaletém užívání dochází u některých pacientů k jejímu uvolnění a tudíž k následné nutné reoperaci. Avšak výsledky analýzy, v nichž je soustava zatížena zjednodušeným fyziologickým silovým působením tuto skutečnost neprokazují. V místě zasazení je sice cement nadměrně namáhán ($\sigma_{red,max} = 132 \text{ MPa}$), což je hodnota dost vysoká na to, aby v těchto místech docházelo při cyklickém zatěžování k mechanickému porušení cementu a k jeho postupnému vydrolování, ale tato oblast byla nadměrně namáhána zatím u všech řešených endoprotéz (tumorová endoprotéza POLDI, totální endoprotéza POLDI s banánovým dříkem).

U tohoto typu endoprotézy zřejmě spočívá problém jinde, a to v chybějící konstrukci dvojitého klínu. Proto byla provedena série výpočtů, v nichž byl dřík endoprotézy zatížen silou 1 500 N, která vyvolávala torzní a ohybové namáhání. Při tomto zatížení se jasně projeví dramatické rozdíly mezi variantou, kdy byl uvažován kontakt na rozhraní endoprotéza – cement a variantou, kdy byl uvažován

kontakt na rozhraní cement – femur (obr. 6 a 7). V případě, že místo kontaktu na rozhraní cement – femur uvažujeme kontakt na rozhraní endoprotéza – cement, dochází v cementové vrstvě v oblasti distální třetiny dřívku k velmi výrazným kvalitativním i kvantitativním změnám průběhu redukovaného napětí. Místo s maximální hodnotou se posouvá ze začátku distální třetiny směrem ke konci distální třetiny dřívku, přičemž podstatně vzrůstá i gradient napětí. Tím se vytváří značný lokální extrém, v němž maximální hodnota redukovaného napětí dosahuje přibližně jeden a půl násobku původní hodnoty, a to na místě, které je mnohem nebezpečnější. Takže mechanismus uvolnění pravděpodobně nebude postupovat od proximálního konce dolů, ale směrem úplně opačným. Oddělení cementové vrstvy od povrchu dřívku brání pouze zdrsňený povrch endoprotézy. Endoprotéza nemá konstrukci dvojitého klínu ani jiné konstrukční prvky, které by dokázaly zabránit oddělení při cyklickém namáhání. Jakmile dojde k oddělení cementové vrstvy od endoprotézy v oblasti distálního konce dřívku, dramaticky se změní rozložení napjatosti v celé této oblasti, a to včetně okolní kostní tkáně. Celý proces se může opakovat a uvolňování tak postupuje směrem vzhůru.

7. ZÁVĚR

Shrme-li získané poznatky, můžeme konstatovat, že totální endoprotéza POLDI je z mechanického hlediska velmi dobře tvarově navržena. Valgóní postavení endoprotézy ve femuru sice vyvolává oproti fyziologickému postavení vyšší silové působení v oblasti kyčelního kloubu, ale z hlediska napjatosti v mediální a distální třetině dřívku je výhodnější, protože část ohybového namáhání se transformuje na tlakové namáhání, což je pro materiál AKV ULTRA 2 podstatně lepší. Tato úprava postavení endoprotézy ve femuru vyřešila problém se zlomeninami dřívku endoprotéz POLDI.

Z hlediska materiálu je co zlepšovat. Bezpečnost 1,5 vzhledem k meznímu stavu pružnosti při hmotnosti pacienta 75 kg. není optimální hodnotou. Taktéž límec endoprotézy spíše škodí než prospívá, protože vyvolává výrazné lokální extrémy redukovaného napětí v přilehlých oblastech cementu a kostní tkáně.

Samotná endoprotéza CF-30 je z mechanického hlediska taktéž velmi dobře navržena a navíc je zhotovena i z podstatně lepšího materiálu, který vyhovuje normě ISO 5832-9. (Tento materiál by si zasloužila i endoprotéza POLDI). Zásadním konstrukčním problémem této endoprotézy, který se při výpočtech se zjednodušeným fyziologickým zatížením zřetelně neprojevil, je absence konstrukce dvojitého klínu. Absence tohoto konstrukčního prvku se naplno projevila až při krutu kombinovaném s ohybem. Pokud dojde k uvolnění distálního konce dřívku v cementové vrstvě, vytvoří se jak na rozhraní endoprotéza – cement, tak i na rozhraní cement – femur vhodné podmínky pro postupné uvolnění celé endoprotézy. Taktéž poměrně ostré hrany by si zasloužily větší poloměr zaoblení, aby nedocházelo ke zbytečným koncentracím napětí.

V dalším výzkumu se budeme soustřeďovat na vyhodnocení endoprotézy MS-30, a poté i endoprotéz PFC a Exeter. Výsledky budou prezentovány na nejbližších konferencích.

8. LITERATURA

- [1] Valenta J. a kol.: Biomechanika, Praha, Academia Praha, 1985
- [2] Hudec J.: Analysis of the mechanical interaction between total prosthesis and proximal part of the femur, Svratka, Engineering Mechanics 2000 – Volume III, 15 – 20
- [3] Hudec J., Kovanda M.: Analýza mech. interakce cementované endoprotézy s femurem se zaměřením na zpřesněné mech. vlastnosti kostní tkáně, Nečtiny, Aplikovaná mechanika 2000