

# INFLUENCE OF THE HEAD DIAMETER OF THE THR ON THE VALUE AND DISTRIBUTION OF THE CONTACT PRESSURE INSIDE THE POLYETHYLENE CUP OF THE THR

# M. Štekl\*

**Summary:** Aseptic loosening of the total hip replacement (THR) of the hip joint is the most frequent reason of its failure. Polyethylene particles involved at relative motion between the head and the cup of the THR plays an ultimate part of this type of failure. Quantity of the polyethylene particles is influenced (among others) a value and distribution of the contact pressure inside the cup. The purpose of this paper is to perform strain-stress analysis of the hip joint with THR applied and to specify the influence of the head diameter on the value and distribution of the contact pressure inside the cup.

# 1. Úvod

Nejčastějším důvodem selhání totální endoprotézy (TEP) je její aseptické uvolnění. Po implantaci endoprotézy vzniká v těle několik artificiálních rozhraní mezi implantátem a kostí a mezi jednotlivými komponentami implantátu, na kterých při pohybu dochází k otěru částic. Právě otěrové částice hrají podle Štědrý (2001) při vzniku aseptického uvolnění rozhodující roli. Největším zdrojem otěrových částic je polyethylen použitý pro jamku TEP. Velikost polyethylenového otěru je závislá na řadě faktorů, včetně mechanických poměrů ve styku kulové hlavice a jamky TEP. Tyto mechanické poměry jsou mimo jiné ovlivněny také vnějším průměrem hlavice a je možné je určit na základě deformačně-napěťové analýzy kyčelního kloubu s aplikovanou TEP. Tento příspěvek je zaměřen na posouzení mechanických poměrů mezi hlavicí (o různých vnějších průměrech) a jamkou TEP. Deformačně-napěťová analýza bude provedena na 3D MKP modelu kyčelního kloubu s aplikovanou jamkou TEP ve výpočtovém systému ANSYS.

### 2. Výpočtový model

Geometrie pánevní a křížové kosti a proximální části femuru je prostorově velmi složitá. Pro její vytvoření bylo využito transformovaných dat z počítačového tomografu (CT), které vznikly nasnímáním reálné geometrie těchto kostí, jak bylo popsáno v Štekl (2005). Geometrie dříku MS-30 byla vytvořena odměřováním reálného dříku. Dřík je zakončen kónusem 12/14. Výchozí geometrie keramické hlavice vznikla taktéž podle skutečné hlavice o vnějším průměru 28mm a kónusem odpovídajícím kónusu dříku (obr.1). Pro účel tohoto

<sup>\*</sup> Ing. Martin Štekl: Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky, Vysoké učení technické v Brně; Technická 2896/2; 616 69 Brno; tel.: +420.541 142 869; e-mail: <u>stekl\_martin@email.cz</u>

#### \_\_\_\_\_ Engineering Mechanics, Svratka 2006, #340

příspěvku byl vnější průměr hlavice měněn v rozmezí 26mm až 36mm s přírůstkem 2mm, přičemž pro tento typ dříku jsou v klinické praxi používány vnější průměry hlavice 28mm a 32mm (obr.1). Geometrie jamky TEP je generována pomocí makra, aby bylo možné modifikovat její tvar a síť. Vnější průměr odpovídá vnitřnímu průměru cementového pláště acetabula a vnitřní průměr odpovídá příslušnému vnějšímu průměru keramické hlavice. Geometrie cementového pláště, pomocí něhož je ukotven dřík TEP ve femuru, je modelována s ohledem na doporučené hodnoty výrobce dříku (tloušťka cementové vrstvy v horní části je 4-7mm, ve spodní pak 1-3mm). Geometrie cementového pláště kotvícího jamku TEP v acetabulu pánevní kosti je zvolena podle doporučení v Čech a Džupa (2005), tzn. tloušťka cementové vrstvy je 3mm.



Obr.1 Model geometrie kulové hlavice a jamky TEP pro vnější průměry hlavice 28mm a 32mm

Konečnoprvkový model (obr.2) vznikne rozdělením modelu geometrie (složen ze všech dílčích komponent) na konečný počet elementů. Z důvodů omezení počtem elementů, je téměř na celém modelu generována tzv. mapovaná síť, která obsahuje menší počet neznámých a tím i významně zkracuje výpočet. Ze stejného důvodu jsou na převážné části modelu použity prvky SOLID45 s lineární bází. Pouze pro důležitá místa (místa obsahující kontaktní dvojice, místa s předpokládanými gradienty napětí) jsou použity prvky SOLID95 a SOLID92 s kvadratickou bází.

Kostní tkáň pánevní kosti a femuru je dvojího druhu, spongiosní (trámčitá) uvnitř kosti a kortikální (kompaktní) na povrchu. Spongiosní kost a převážná část kortikální kosti femuru je modelována geometricky a je tedy diskretizována objemovými prvky SOLID45, SOLID92 a SOLID95. Kortikální kost pánevní kosti a část kortikální kosti femuru (velký trochanter, spodní plocha kondylů) je modelována skořepinovými prvky SHELL181 o tloušťce 1mm. Jamka TEP, keramická hlavice, dřík TEP a cementový plášť



Obr.2 Konečnoprvkový model

M. Štekl

dříku jsou výhradně ze SOLID95 a SOLID92. Cementový plášť jamky TEP je z prvků SOLID45. Svaly jsou modelovány prutovými prvky LINK10. Tento prvek přenáší pouze

tahové síly, v tlakové oblasti je neaktivní. Model svalů obsahuje 16 svalů jak je vyobrazeno na obr.3 a v případě řešeného problému zajišťuje soustavu v dané poloze. Tento stav je zajištěn izometrickou kontrakcí, při které se ve svalu zvyšuje napětí bez podstatné změny jeho délky. Proto je prvkům předepsána velká hodnota modulu pružnosti. Jednotlivá svalová vlákna jsou generována mezi nody pánevní kosti (počátek svalů) a nody femuru (úpony svalů) dle anatomie reálných svalů.

Vytvoření modelů materiálů pro biologické materiály je velmi náročné a určení materiálových charakteristik pro modely velmi obtížné, což se projevuje velkým rozptylem v publikovaných hodnotách. Ze zkušeností z obdobných prací (např. Vrbka (2002)) jsou z hlediska řešeného problému dostatečné modely izotropních homogenních materiálů s lineárně elastickými vlastnostmi. Konkrétní použité hodnoty jak jsou uvedeny v tab.1, jsou určeny dle Štekl (2005) a Vrbka (2002), přičemž hodnoty pro corticalis a upraveny spongiosu jsou na základě provedených citlivostních analýz. Materiálové charakteristiky dříku, keramické hlavice a polyethylenové jamky jsou převzaty z literatury Beznoska a kol. (1987) Metoxit (2005) a Scholes (2000).



Obr.3 Model svalů

	E [MPa]	μ[-]
Spongiosa pánevní kosti a femuru	3000	0,3
Corticalis pánevní kosti a femuru	14000	0,3
Kostní cement	2500	0,3
Dřík MS-30 (Cr-Ni-Mo)	$2,1.10^5$	0,3
Keramická hlavice (Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> )	3,8.10 <sup>5</sup>	0,24
Jamka TEP (UHMWPE)	800	0,4
Svaly (stav izometrické kontrakce)	$1.10^{6}$	0,3

Ve výpočtovém modelu jsou modelovány celkem tři kontakty pomocí dvojice kontaktních prvků vždy na páru ploch. Jedna plocha je pokryta kontaktními prvky CONTA174 a druhá

#### \_\_\_\_ Engineering Mechanics, Svratka 2006, #340

kontaktními prvky TARGE170. Přehled vytvořených kontaktních dvojic je uveden v tab.2. Normálová kontaktní tuhost je u všech kontaktních dvojic nastavena na hodnotu 1. V místě styku cementového pláště s acetabulem pánevní kosti je spojení řešeno pomocí omezujících dvojic (CEINTF). Kostní plášť s jamkou TEP je pevně spojen sítí. Na rozhraní kostní tkáně femuru a cementového pláště je síť taktéž pevně spojena.

Kontaktní dvojice	Materiál	Koeficient tření f (MU)
keram. hlavice / poly. jamka TEP	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> / UHMWPE	0,05
keram. hlavice / kónus dříku	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> / ocel	0,1
kostní cement / tělo dříku	cement / ocel	0,1

Tab.2 Přehled vytvořených kontaktních dvojic

Realizace zatížení dle Štekl (2005) je reprezentováno silou  $F_K$  o velikosti 641N a momentem  $M_K$  o velikosti 44 486Nmm, který je interpretován silovou dvojicí o velikosti 625,16N ve vzdálenosti 71,16mm (obr.4). Zatížení odpovídá člověku o hmotnosti 80Kg.

Výpočtový model je jednoznačně vázán v prostoru předepsáním okrajové podmínky vetknutí na křížové kosti (os sacrum) a zamezením posuvů v ose x na sponě stydké (symphysis pubica) jak je znázorněno na obr.4.



Obr.4 Zatížení výpočtového modelu

4

### 5. Prezentace a analýza výsledků

Pro všechny řešené varianty (tab.3) byla provedena deformačně-napěťová analýza. U každé varianty byla zjišťována hodnota maximálního kontaktního tlaku mezi hlavicí a jamkou TEP (odečítáno na kontaktní ploše v jamce TEP) a počítána velikost plochy styku hlavice a jamky TEP. Obě hodnoty jsou vyneseny do grafu na obr.5 v závislosti na vnějším průměru hlavice TEP. Levá osa v obsahuje měřítko maximálního kontaktního tlaku, pravá osa v měřítko plochy styku a na ose  $\mathbf{x}$  jsou jednotlivé vnější průměry hlavice.

Tab.5 Sounth resenych variant	
Označení varianty	Vnější průměr hlavice
Hip_tot_head26	26mm
Hip_tot_head28	28mm
Hip_tot_head30	30mm
Hip_tot_head32	32mm
Hip_tot_head34	34mm
Hip_tot_head36	36mm

ah 2 Souhrn řočaných vorient



#### Vliv vnějšího průměru hlavice na uvažované veličiny

Obr.5 Průběh maximální hodnoty kontaktního tlaku a velikosti plochy styku v závislosti na vnějším průměru hlavice

5

Z grafu na obr.5 je patrné, že velikost kontaktního tlaku mezi hlavicí a jamkou TEP se zvětšujícím se průměrem hlavice TEP klesá, ale zároveň roste velikost plochy styku hlavice a jamky TEP. V současnosti se používají hlavice TEP o vnějších průměrech 22mm, 28mm a 32mm. Dle výsledků lze říci, že při použití hlavic s menším průměrem je kontaktní tlak mezi hlavicí a jamkou TEP větší v porovnání s hlavicemi o větším průměru, což může významně ovlivnit velikost polyethylenového otěru jamky TEP. Stejně tak ovlivňuje velikost polyethylenového otěru i velikost plochy styku hlavice s jamkou TEP. S rostoucí velikostí plochy styku obou komponent bude narůstat i délka kluzné dráhy mezi hlavicí a jamkou TEP. Maxian et al. (1996) tvrdí, že volumetrický polyethylenový otěr se zvětšuje s rostoucí kluznou dráhou. Dalšími důležitými aspekty ovlivňující výběr průměru hlavice jsou: větší riziko luxace u malých průměrů hlavic TEP a slabší vrstva polyethylenu u velkých průměrů hlavic TEP (horší absorpce rázů a vetší náchylnost k poškození jamky TEP). V současné době se v klinické praxi nejvíce používá hlavice o průměru 28mm.

Rozložení kontaktního tlaku uvnitř jamky TEP pro jednotlivé varianty je znázorněno na obrázcích obr.6 až obr.8. Rozložení kontaktního tlaku přímo souvisí s velikostí plochy styku hlavice s jamkou TEP, která byla vyhodnocována v grafu na obr.5. Se zvětšující se celkovou plochou uvnitř jamky TEP se globálně zvětšuje i velikost stykové plochy mezi hlavicí a jamkou (viz. graf na obr.5). Avšak velikost stykové plochy mezi hlavicí a jamkou TEP se v poměru k celkové ploše uvnitř jamky TEP zmenšuje (viz. tab.4 a obr.6 až obr.8).

Tub. T venkost cerkove u stykove prochy uvinu junky TEF					
Označení varianty	Celková plocha uvnitř jamky TEP [mm <sup>2</sup> ]	Styková plocha [mm <sup>2</sup> ]	[%]		
Hip_tot_head26	1114,2	527,9	47,4		
Hip_tot_head28	1287,3	578,2	44,9		
Hip_tot_head30	1473,0	620,9	42,2		
Hip_tot_head32	1671,1	673,9	40,3		
Hip_tot_head34	1881,9	713,5	37,9		
Hip_tot_head36	2105,1	740,8	35,2		

Tab.4 Velikost celkové a stykové plochy uvnitř jamky TEP



Obr. 6 Rozložení kontaktního tlaku v jamce TEP; a) Hlavice 26mm, b) Hlavice 28mm



Obr. 7 Rozložení kontaktního tlaku v jamce TEP; a) Hlavice 30mm, b) Hlavice 32mm



Obr. 8 Rozložení kontaktního tlaku v jamce TEP; a) Hlavice 34mm, b) Hlavice 36mm

### 6. Závěr

Byla provedena deformačně-napěťová analýza kyčelního spojení s aplikovanou TEP pro různé vnější průměry hlavice TEP. Rozsah průměrů byl uvažován od 26mm do 36mm, neboť pro použitý dřík MS-30 se v klinické praxi používají průměry hlavic 28mm a 32mm. Na základě výsledků analýzy je možné říci, že se zmenšujícím se průměrem hlavice stoupá kontaktní tlak mezi hlavicí a jamkou TEP a zároveň se globálně zmenšuje plocha styku těchto komponent. Plocha styku mezi hlavicí a jamkou TEP se v poměru k celkové ploše uvnitř jamky zmenšuje se zvětšujícím se vnějším průměrem hlavice. Lze usoudit, že polyethylenový otěr bude tím větší, čím větší bude kontaktní tlak mezi hlavicí a jamkou TEP a také čím větší bude plocha styku hlavice a jamky TEP. Vzhledem k charakteru chování těchto vyšetřovaných veličin, je třeba při volbě průměru hlavice najít kompromis s přihlédnutím k dalším aspektům ovlivňujícím velikost polyethylenového otěru jamky TEP.

V současné době je pracováno na vlivu průměru hlavice na délku kluzné dráhy mezi hlavicí a jamkou TEP v průběhu jednoho kroku.

### 7. Literatura

Čech, O., Džupa, V. (2005) Revizní operace náhrad kyčelního kloubu. *Galén*, Praha.

- Beznoska, V. a kol. (1987) Umělé náhrady lidských kloubů. Biomechanické, materiálové a technologické aspekty. *SNTL*, Praha.
- Maxian, T. A. et al. (1996) A sliding-distance-coupled finite element formulation for polyethylene wear in total hip arthroplasty. *Journal of Biomechanics*, Vol. 24, No. 5, pp. 687-692.
- Metoxit (2005) High tech ceramics: Alumina ceramics DIN EN 60 672, TYPE C799, Al 999-05x, Bioceramic (Orthopaedics), Precision parts, Spheres. Metoxit AG 10/05.
- Scholes, S. C., Unsworth, A., Goldsmith, A. A. J. (2000) A friction study of total hip joint replacements. *Phys. Med. Biol.*, Vol 45, pp. 3721-3735.
- Štekl, M. (2005) Vytvoření MKP modelu fyziologického kyčelního kloubu a MKP modelu s aplikovanou totální endoprotézou. *Computational Mechanics 2005*, Hrad Nečtiny, pp.565-572.
- Štědrý, V. (2001) Uvolnění totální protézy kyčelního kloubu Možnosti revizních operací. *Postgraduální medicína 1/2001*, Praha, pp. 85-88.
- Vrbka, M. (2002) Deformačně napěťová analýza fyziologicky a patologicky vyvinutého kyčelního spojení. *Ph.D thesis*, VUT FSI, Brno.