

VĚDECKÉ SPISY VYSOKÉHO UČENÍ TECHNICKÉHO V BRNĚ

Edice PhD Thesis, sv. 616

ISSN 1213-4198

thesis IS

Ing. Milan Koukal

**Mechanická analýza
vlivu výrobních odchylek
na styk hlavice a jamky
totální endoprotézy kyčelního kloubu**

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ
ÚSTAV MECHANIKY TELES, MECHATRONIKY
A BIOMECHANIKY

Ing. MILAN KOUKAL

**MECHANICKÁ ANALÝZA VLIVU VÝROBNÍCH ODCHYLEK
NA STYK HLAVICE A JAMKY TOTÁLNÍ ENDOPROTÉZY
KYČELNÍHO KLOUBU**

MECHANICAL ANALYSIS OF THE INFLUENCE OF
FABRICATION TOLERANCES ON CONTACT CONDITIONS
BETWEEN THE ACETABULAR CUP AND THE FEMORAL HEAD
IN TOTAL HIP REPLACEMENT

DOKTORSKÁ PRÁCE – TEZE

OBOR	INŽENÝRSKÁ MECHANIKA
VEDOUCÍ PRÁCE	Ing. ZDENĚK FLORIAN, CSc.
OPONENTI	prof. Ing. PETR HORYL, CSc. doc. MUDr. MARTIN REPKO, Ph.D. prof. Ing. PŘEMYSL JANÍČEK, DrSc.
DATUM OBHAJOBY	20. 12. 2010

Klíčová slova: *Totální kyčelní endoprotéza, MKP, kruhovitosť, kontaktní tlak, třecí moment, biomechanika*

Klíčová slova: *Totální kyčelní endoprotéza, MKP, kruhovitosť, kontaktní tlak, třecí moment, biomechanika*

Místo uložení: *Disertační práce je uložena na oddělení vědy a výzkumu
Fakulty strojního inženýrství VUT v Brně, Technická 2, 616 69 Brno*

Abstrakt

V oblasti endoprotetické chirurgie se vyskytuje nezanedbatelné procento implantátů vykazujících vady, které vedou k selhání celé protézy. Jedním z typů selhání totální kyčelní endoprotézy je uvolnění jamky z pánevní kosti. Tato studie posuzuje vliv výrobních odchylek jako jeden z možných vlivů vedoucích k uvedenému typu selhání protézy. Posuzovány byly rozměrové a geometrické odchylky kulových ploch keramické hlavice a polyethylenové jamky. Bylo zjištěno, že tyto odchylky mají významný vliv na stykové poměry mezi hlavici a jamkou. Posuzované veličiny byly kontaktní tlak a třecí moment, což jsou veličiny ovlivňující životnost celé protézy. Pro nalezení řešení byla použito výpočtového modelování. Z výsledků analýzy řešení lze doporučit předepisovat výrobní tolerance tak, aby mezi hlavici a jamkou vzniklo uložení s vůlí, kdy interval vhodných hodnot vůle je 0 mm až 0,05 mm. Lze důrazně nedoporučit uložení s přesahem z důvodu výrazně zhoršených stykových podmínek. Odchylka kruhovitosti hlavice by neměla být vyšší než 0,025 mm.

Abstract

In endoprosthesis surgery there are typically a high percentage of implant defects, these can lead to failure of the whole prosthesis. One type of total hip replacement function loss is acetabular cup loosening from the pelvic bone. This dissertation examines manufacture perturbations as one of the possible reasons for this kind of failure. Both dimension and geometry manufacturing perturbations of ceramic head and polyethylen cup were analyzed. We find that perturbations in the variables analysed here affect considered values of contact pressure and frictional moment. Furthermore, contact pressure and frictional moment are quantities affecting replacement success and durability. From obtained results it can be recommended to fit head and cup with a clearance of between 0 mm and 0.05 mm. It can not be recommend using interference type of fit because of strong deterioration of the contact conditions. Roundness perturbation of ceramic head should not exceed 0.025 mm.

© Milan Koukal, 2011

ISBN 978-80-214-4248-1

ISSN 1213-4198

OBSAH

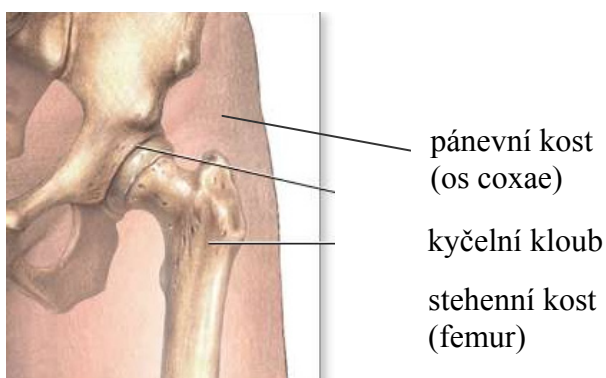
1	ÚVOD	5
2	POPIS PROBLÉMOVÉ SITUACE	5
3	FORMULACE PROBLÉMU A CÍLE PRÁCE	6
4	SHRNUTÍ REŠERŠÍ	7
5	TVORBA MODELU	7
5.1	Model geometrie	7
5.2	Model materiálu	9
5.3	Model zatížení	10
6	PREZENTACE A ANALÝZA VÝSLEDKŮ	10
6.1	2D model	10
6.2	3D model hlavice, jamky a klece	11
6.3	3D model hlavice, jamky, klece a pánevní kosti	11
6.3.1	<i>Výsledky parametrické studie vlivu výrobních nepřesností – rozměrových</i>	<i>11</i>
6.3.2	<i>Hodnocení vlivu velikosti vůle na velikost třetího momentu</i>	<i>12</i>
6.3.3	<i>Porovnání výsledků vypočtených na modelu s pánevní kostí s výsledky vypočtenými na modelu bez pánevní kosti</i>	<i>12</i>
6.3.4	<i>Výsledky parametrické studie vlivu geometrických odchylek</i>	<i>13</i>
6.3.5	<i>Parametrická studie vlivu Youngova modulu pružnosti polyethylenu na výsledky</i>	<i>15</i>
6.4	3D model kyčelního spojení s femurem a svaly	16
6.4.1	<i>Vyhodnocení napjatosti</i>	<i>16</i>
6.4.2	<i>Vyhodnocení kontaktního tlaku</i>	<i>17</i>
7	DISKUZE	18
7.1	Shoda charakteru průběhu 2D a 3D simulací	18
7.2	Doporučení pro předpis tolerančních odchylek	18
7.3	Možnosti experimentu	18
8	ZÁVĚR	18

1 ÚVOD

Práce spadá do oblasti biomechaniky totálních endoprotéz kyčelního kloubu. Biomechanika je přírodní technická mezioborová věda. Leží na hranici mezi mechanikou a biologií. Totální endoprotézou se nahrazuje nefunkční kloubové spojení, kdy stykové kosterní a kloubové části člověka jsou zaměněny implantáty z technických materiálů tak, aby tyto náhrady splňovaly funkci kloubu. V práci je posuzován vliv výrobních tolerancí hlavice a jamky na změnu, případně ztrátu funkčnosti totálních endoprotéz.

Totální endoprotéza (dále jen TEP) kyčelního kloubu prodělala a stále prodělává intenzivní vývoj, který byl v nedávné době charakteristický velkým počtem variant TEP. Jednotlivé typy se liší nejen geometrií a materiálem, ale také vzájemnými tolerancemi uložení mezi jednotlivými komponentami. Životnost TEP kyčelního kloubu je v literatuře uváděna přibližně 15 let. Pokud dojde ke ztrátě funkčnosti TEP před uvedenou dobou, je vhodné provést detailní analýzu příčiny selhání. Tato práce se zabývá problémem výrobních tolerancí hlavice a jamky jako jednou z možných příčin výskytu vad u totálních endoprotéz. Vzhledem k tomu, že na TEP působí současně řada faktorů, je obtížné na základě klinických zkušeností posoudit vliv uložení hlavice a jamky na její selhání.

Kyčelní kloub je kloub kulovitý, omezený, s hlubokou jamkou, jejíž okraje omezují vzájemné pohyby kostí. Je tvořen hlavicí na kosti stehenní a jamkou v kosti pánevní (obr.1). Kontaktní plochy jsou kryty chrupavkou. Klouby kyčelní nesou trup a balančními pohyby přispívají k udržení rovnováhy těla. Z důvodu degenerativních vad a chorob bývá tento kloub nahrazován endoprotézami, z toho nejčastěji totálními, viz obr.2.



Obr.1: Kyčelní kloub [77]



Obr.2: Aplikovaná totální endoprotéza [77]

2 POPIS PROBLÉMOVÉ SITUACE

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

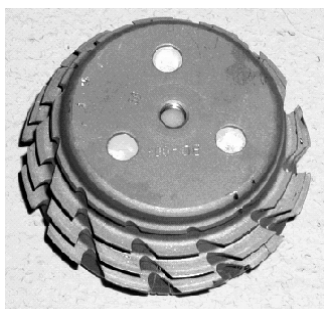


Z klinického hlediska se vlivem výrobních tolerancí TEP zabývají na ortopedické klinice Fakultní nemocnici v Brně Bohunicích. Během období 1991 až 1995 se zde vyskytlo značné procento ztráty funkčnosti TEP z důvodu uvolnění jamky z pánevní kosti. Tento problém se vyskytl u více výrobců, jak ukazuje jejich statistika viz. tab.1. V rámci vzájemné spolupráce byl Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky při Fakultě strojního inženýrství na VUT v Brně vyzván k řešení daného problému z hlediska mechanického.

Tab.1: Procento uvolněných jamek dle statistik FN Brno Bohunice

Výrobce / typ jamky	Procento uvolněných jamek
Johnson&Johnson / Mercing	58 %
Balgrist / AlloPro	2 %
Walter-Motorlet (obr.4)	26 %

Při analýze jamek vyjmutých při reoperacích bylo zjištěno, že vnitřní kulová plocha vykazuje nerovnoměrné opotřebení, což souvisí s velikostí a rozložením kontaktních tlaků, které 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 dokonce přesah (obr.5) a u některých můžeme říci, že jsou bez vůle a přesahu. 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.



Obr.4: Necementovaná jamka, výrobce Walter-Motrolet



Obr.5: Uložení s přesahem

3 FORMULACE PROBLÉMU A CÍLE PRÁCE

Na selhání totální endoprotézy kyčelního kloubu má vliv řada faktorů. Mezi nimi nelze vyloučit vliv mechanických poměrů, které jsou závislé na mnoha vlivech, např. uložení hlavice a jamky, rozměry komponent TEP, poloha uložení komponent atd. Tyto vlivy významně ovlivňují stykové poměry mezi jednotlivými částmi TEP. Stykové poměry mají rozhodující vliv na tribologii a tím životnost TEP.

Na základě analýzy problémové situace byl formulován problém jako:

Určení vlivu výrobních odchylek stykových ploch hlavice a jamky TEP na kontaktní tlak a třecí moment mezi hlavicí a jamkou Walter Motorlet.

Cílem práce je výpočtové řešení formulovaného problému následujícími kroky:

- vytvoření výpočtového modelu analyzované soustavy, jež se skládá z hlavice, jamky totální endoprotézy a pánevní kosti,
- deformačně napěťová analýza vytvořeného modelu se zahrnutím vlivu výrobních tolerancí,
- analýza vlivu výrobních tolerancí na podstatné mechanické veličiny, kterými jsou kontaktní tlak a třecí moment

Splnění výše vymezeného cíle má naplnit motivaci, kterou je prodloužení životnosti totálních endoprotéz a odstranění výskytu jejich selhání, zejména z důvodu uvolnění jamky.

4 SHRnutí REŠERŠÍ

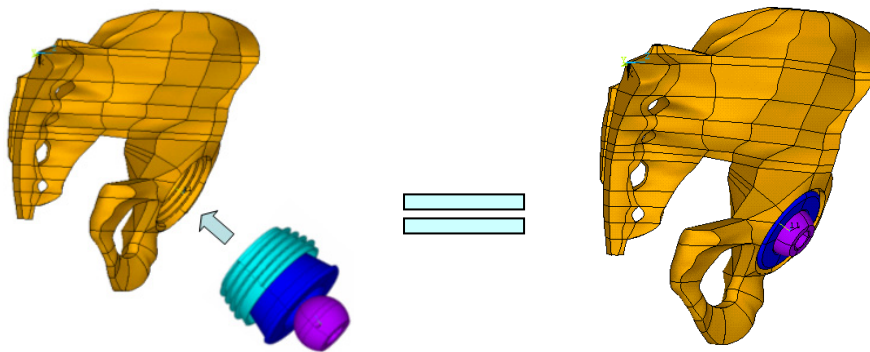
V dostupné literatuře bylo nalezeno, že tematikou uložení hlavice v jamce TEP se zabývalo několik studií. Nebyly však nalezeny žádné studie, které by se zabývaly tvarovými odchylkami ploch hlavice a jamky a jejich důsledky při styku. V žádné z prací nebyl použit konkrétní geometrický model hlavice a jamky TEP firmy Walter Motorlet. Mnoho odborných prací podává jako výsledky velikost a rozložení kontaktních tlaků. Tyto hodnoty je však potřeba dále analyzovat a pokusit se je převést do přímé souvislosti s největším problémem současné endoprotetiky - otěrem. V této práci je kromě velikosti a rozložení kontaktního tlaku jako další faktor sledován třecí moment mezi komponentami TEP

Pro zjištění požadovaných parametrů, uvedených v kapitole 3. Formulace problému a cíle práce, byl vybrán přístup pomocí výpočtového modelování. Použita byla numerická metoda konečných prvků (MKP) a výpočetní systém ANSYS, který je na ÚMTMB k dispozici.

5 TVORBA MODELU

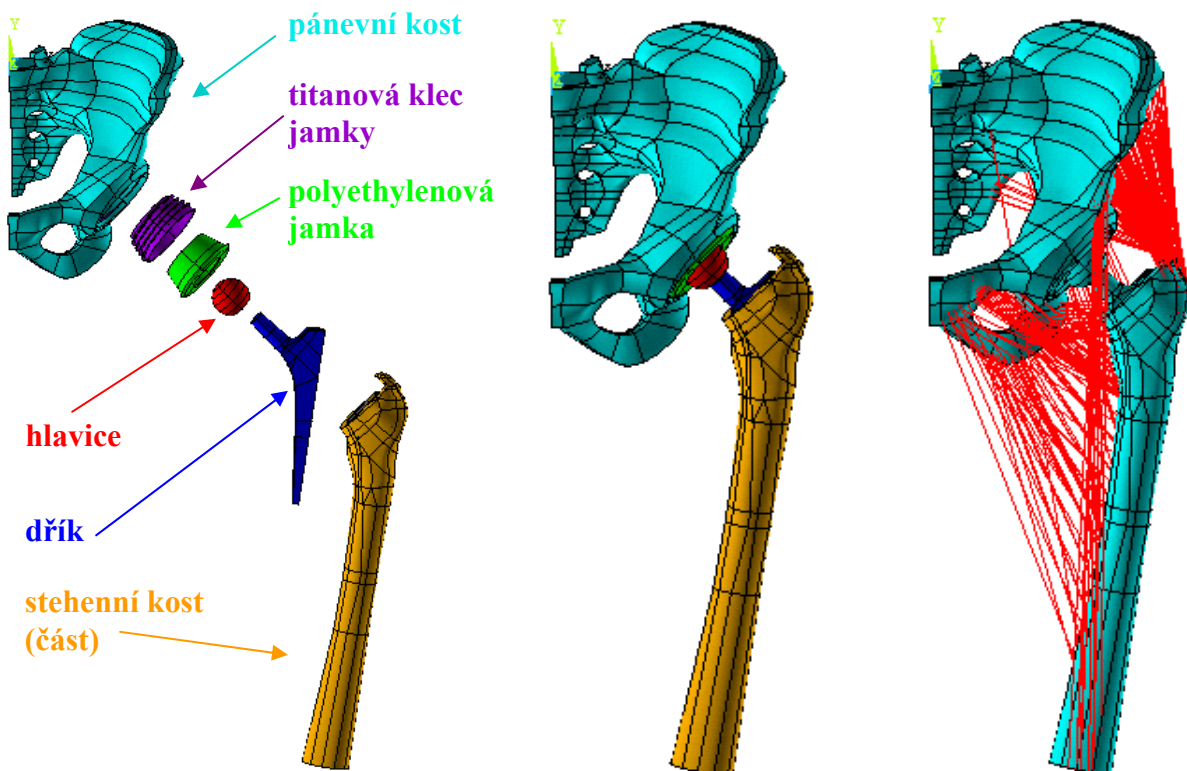
5.1 MODEL GEOMETRIE

Úroveň modelu geometrie kyčelního spojení v průběhu řešení narůstala. Nejprve byl vytvořen 2D model hlavice, jamky a pánevní kosti, který sloužil k seznámení s problematikou a k vytvoření hrubé představy o řešení. Model byl dále využit pro testovací úlohy a pro citlivostní analýzy. Dalším krokem bylo vytvoření trojrozměrného modelu hlavice, jamky a klece. Model sloužil k naladění nastavení modelu. Rozměry a geometrie hlavice byly získány z výrobního výkresu konkrétních jamek firmy Walter Motorlet a.s. Rozměry a geometrie polyethylenové jamky a titanové klece byly získány měřením vzorků. K tomuto modelu byl později přidán samostatně vytvořený 3D model pánevní kosti (obr.6). Model pánevní kosti byl vytvořen z CT řezů. Na vnějším povrchu modelu pánevní kosti byla vytvořena kortikální vrstva pomocí skořepinových prvků. Na tomto modelu byly provedeny parametrické studie vlivu rozměrových a geometrických odchylek na řešení.



Obr.6: Celkový 3D model sestavy hlavice, jamky, klece a pánevní kosti

Posledním a cílovým modelem geometrie byl model kompletního kyčelního spojení, včetně svalového aparátu. Při tvorbě tohoto modelu bylo využito dobré spolupráce kolektivu na Ústavu mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky. Části modelu, tj. objemová síť stehenní kosti a dřívku Sultzer CF30, byly použity z modelu Ing. Tomáše Návrata, Ph.D., který jej použil při dřívějších analýzách, např. v [75], [76]. Rovněž svalový aparát byl vytvořen analogicky s jeho modelem. Využití této části již vytvořeného modelu nebylo s úmyslem vytvořit plagiát, ale z důvodu následné možnosti srovnání vzájemně porovnatelných výsledků. Model se skládal ze stejných částí jako modely předchozí (tj. pánevní kosti, klece, jamky a hlavice) a přibýly k němu modely dřívku TEP Sultzer CF30, části stehenní kosti a svalový aparát (obr.7).



Obr.7: 3D model kyčelního spojení

Modelování výrobních odchylek

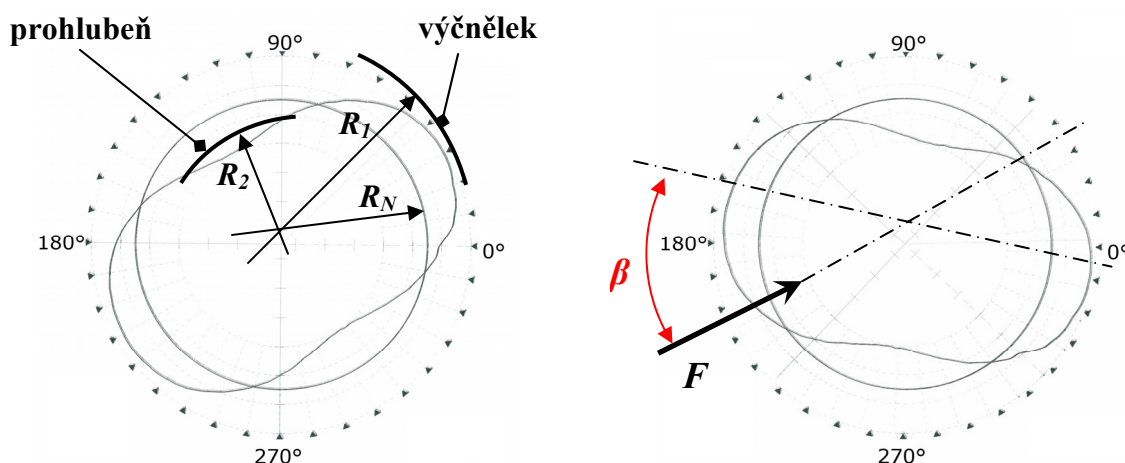
Výrobní odchylky a tedy i ve výrobě předepisované tolerance se dělí na rozměrové a geometrické. Pro získání přehledu o reálných odchylkách na komponentách TEP byly proměřeny použité a nepoužité vzorky hlavice a jamek na měřicím zařízení na Ústavu technologie fakulty strojního inženýrství VUT v Brně. Dle výsledků (tab.2, obr.8) lze říci, že spojením kterékoliv z proměřených nepoužitých jamek s hlavicí by vzniklo uložení s přesahem. Opatřebená jamka vykazovala výraznou hodnotu odchylky kruhovitosti ve srovnání s nepoužitými jamkami.

Tab.2: Změřené odchytky [1]

Jamka / hlavice	Průměr [mm]	Odchytka kruhovitosti [mm]	Použité / nepoužité
Jamka 1	31,97	0,117	Nepoužité
Jamka 2	31,88	0,090	
Jamka 3	31,83	0,064	
Jamka 4	31,79	0,087	
Jamka 5	32,11	0,357	Použitá
Hlavice 1	32,02	0,011	Nepoužité
Hlavice 2	32,04	0,009	

Tvar odchytky byl převzat dle měření nepoužité hlavice, tzn. symetricky vysoký výčnělek s prohlubní od nominální hodnoty R_N se vzájemnými polohami viz obr.8. Odchytky byla modelována parametricky s možností měnit velikost odchytky e a její polohu β vůči nositelce zatěžovací síly \vec{F} (obr.8). Oba parametry byly měněny pro 3 druhy uložení dle velikosti vůle v mezi hlavicí a jamkou, a to uložení s vůlí ($v = 0,1 \text{ mm}$), uložení bez vůle i přesahu ($v = 0,0 \text{ mm}$) a uložení s přesahem ($v = -0,1 \text{ mm}$).

Testovaný rozsah velikosti odchytky e byl 0 až 0,1 mm s krokem 0,025 mm. Poloha odchytky β byla testována pro tři hodnoty natočení vůči zatěžovací síle a to 0° , 45° a 90° .



Odchytky $e = R_1 - R_N = R_N - R_2$ R_N ... *nominální poloměr*

Obr.8: Popis parametrů kruhovitosti na odchytkách změřených na vzorku

Model geometrie jamky byl vytvořen parametricky pomocí makra, kde jedním z parametrů byl vnitřní průměr kulové plochy jamky. Jamka byla pro každý případ odchytky rozměru vygenerována s požadovaným vnitřním průměrem. Geometrické odchytky kruhovitosti kulové plochy hlavice byly simulovány posunem uzlů na vnější ploše hlavice v radiálním směru. Jednotlivými uzly bylo posunováno tak, aby výsledný tvar odchytek v řezu odpovídal v požadovaném měřítku odchytkám naměřeným viz obr.8, tzn. 2 středově symetrické prohlubně a 2 výstupky. Posunování uzlů bylo prováděno pomocí makra s využitím cyklů.

5.2 MODEL MATERIÁLU

Obecně může být model materiálu vytvořen na různých rozlišovacích úrovních. Volba závisí na požadovaném stupni přesnosti výsledků, hardwarových a softwarových prostředcích atd. Pro zjištění požadovaných veličin pro tuto práci byl vybrán model izotropního mechanického kontinua. Použité materiálové charakteristiky jsou uvedeny v tab.3.

Tab.3: Materiálové charakteristiky bioimplantátů

Část TEP	Materiál	Modul pružnosti [MPa]	Poissonův poměr [-]
Hlavice	keramika Al_2O_3	$3,9 \cdot 10^5$	0,23
Jamka	UHMW polyethylen	$1,0 \cdot 10^3$	0,40
Klec	titan	$1,0 \cdot 10^5$	0,30
Kost	kortikální	$1,4 \cdot 10^4$	0,30
	spongiózní	$2,0 \cdot 10^3$	0,25

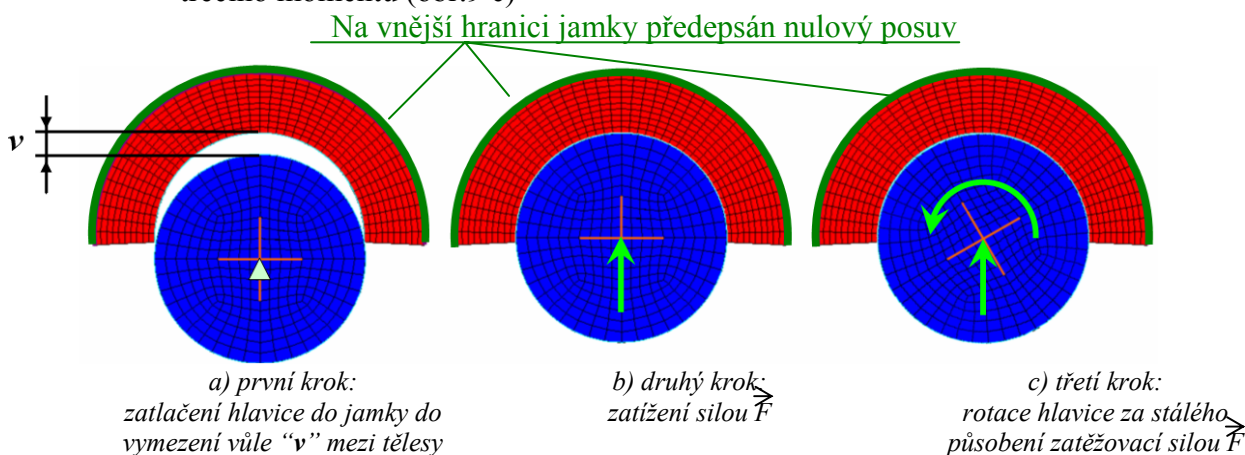
5.3 MODEL ZATÍŽENÍ

Předepsáním nulových posuvů byl model uchycen v prostoru. Nulové posuvy byly předepsány, v případě modelu bez kosti, na vnější straně jamky, a v případě modelu s kostí, na ploše symetrie pánevní kosti. Model byl zatížen silou působící ve středu symetrie kulové plochy hlavice. Velikost a poloha nositelky síly byly stanoveny z uvolnění dolní končetiny při stoji na jedné noze. Vstupem byla hmotnost člověka 80 kg. Výsledná velikost síly byla stanovena 2500 N. Poloha nositelky zátěžné síly prochází středem kulové plochy hlavice, je v rovině frontální a skloněna od vertikální osy o úhel $13,5^\circ$.

Aby nedošlo k lokální deformaci elementů okolo středního uzlu (zatížením silou), byl z nosíkových prvků o vysoké tuhosti vytvořen uprostřed modelu hlavice kříž, pevně spojený se všemi uzly modelu hlavice kterými procházel. Vytvoření kříže rovněž umožnilo jednoduše předepsat rotaci hlavice okolo jejího středu. Kříž byl použit jak ve 2D, tak ve 3D modelech.

Zatěžování modelu probíhalo ve třech na sebe navazujících krocích:

- Deformační podmínkou zatlačení hlavice do jamky tak, aby došlo vymezením vůle v ke kontaktu mezi hlavicí a jamkou (obr.9 a).
- Silovou podmínkou (síla s působíštěm ve středu kulové plochy hlavice) zatlačení hlavice ve směru působícího fyziologického zatížení do jamky (obr.9 b).
- Rotace hlavice v jamce při zachovaném silovém působení z kroku 2) pro určení třecího momentu (obr.9 c)



Obr.9: Zatížení 2D modelu hlavice a jamky

6 PREZENTACE A ANALÝZA VÝSLEDKŮ

6.1 2D MODEL

Vytvoření 2D modelu a provedení výpočtů na něm si kladlo za cíl seznámení s problematikou, otestování možnosti použití kříže z nosíkových prvků a provedení citlivostních analýz. Na modelu byly provedeny citlivostní analýzu vlivu několika parametrů na kontaktní tlak a třecí moment. Posuzované parametry byly velikost elementů, tuhost kontaktních prvků, hodnota

koeficientu tření mezi hlavicí a jamkou, změna druhu uložení mezi hlavicí a jamkou TEP a vliv zahrnutí modelu pánevní kosti do modelu. Zjištěno byl, že všechny posuzované parametry mají vliv na maximální hodnotu i rozložení kontaktního tlaku a na hodnotu třecího momentu.

6.2 3D MODEL HLAVICE, JAMKY A KLECE

Tento model byl vytvořen jako logický krok při zvyšování úrovně modelu. Hlavice byla do jamky zatlačována pod fyziologickým úhlem $\alpha = 13,5^\circ$. Na modelu byla provedena citlivostní analýza vlivu velikosti použitých elementů a vlivu změny velikosti vŕle a přesahu mezi hlavicí a jamkou. Výsledky této analýzy jsou uvedeny v kapitole 7.3.3 Porovnání výsledků vypočtených na modelu s pánevní kostí s výsledky vypočtenými na modelu bez pánevní kosti.

6.3 3D MODEL HLAVICE, JAMKY, KLECE A PÁNEVNÍ KOSTI

Tento model tvoří jádro této práce, protože právě na něm jsou provedeny všechny podstatné parametrické analýzy. Ostatní modely sloužily k nastavení prvků, materiálových charakteristik či modelu zatížení. Byly provedeny 3 parametrické analýzy:

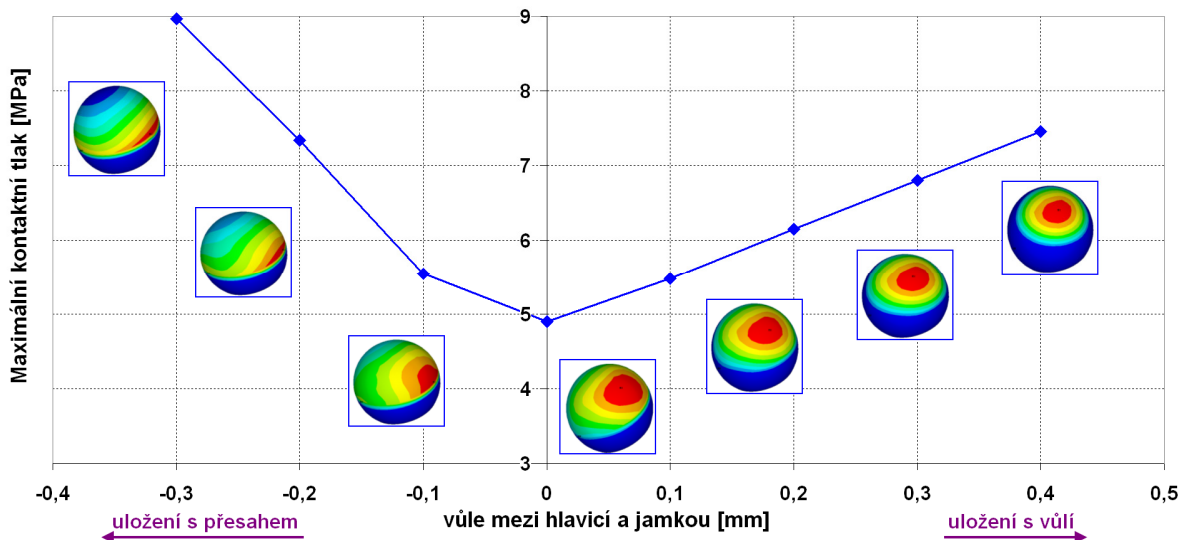
- vliv rozměrových výrobních odchylek – změna průměru jamky
- vliv geometrických výrobních odchylek – změny kruhovitosti hlavice
- vliv hodnoty Youngova modulu pružnosti polyethylenové jamky

6.3.1 Výsledky parametrické studie vlivu výrobních nepřesností – rozměrových

Odchylky rozměrů při výrobě byly modelovány změnami vnitřního průměru jamky. Tím bylo dosaženo změny vŕle a tedy i druhu uložení mezi kontaktním párem hlavice – jamka TEP. Vliv změny velikosti vŕle mezi komponentami je patrný z obr.10. Nejnižších hodnot kontaktních tlaků bylo dosaženo pro uložení s nulovou vŕlí mezi komponentami, tzn. pro optimální a v praxi obtížně dosažitelné uložení bez vŕle i přesahu. Vypočtená maximální hodnota kontaktního tlaku při tomto uložení byla cca 5 MPa.

Při zvýšení velikosti vŕle z nulové hodnoty, se zvýší hodnota maximálního kontaktního tlaku mezi hlavicí a jamkou. Ve zkoumaném intervalu vŕle 0 mm až 0,4 mm byla závislost změny kontaktního tlaku na změně vŕle přibližně lineární. Změna vŕle o 0,1 mm vyvolala navýšení tlaku o cca 0,6 MPa, což je oproti výchozí hodnotě tlaku při vŕlí 0 mm změna o více jak 10%. S rostoucí vŕlí se velikost stykové plochy zmenšuje a zvyšuje se maximální hodnota kontaktního tlaku. Ikony s rozložením kontaktních tlaků jsou v obr.10 přiřazené odpovídajícím jednotlivým analyzovaným hodnotám vŕle.

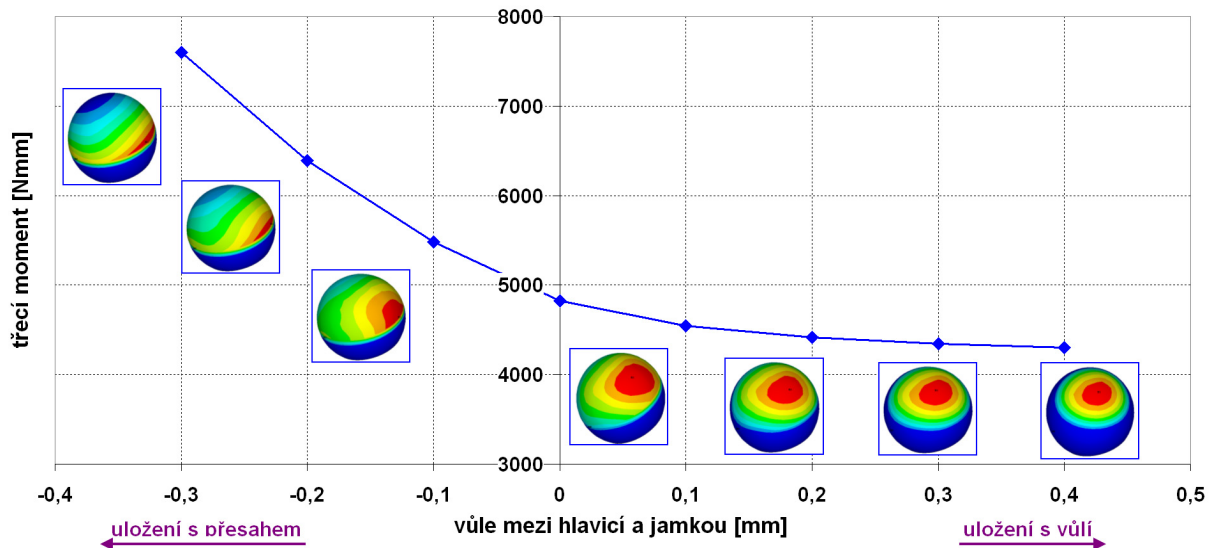
Při zvyšování přesahu hodnota kontaktního tlaku rovněž narůstá. Přírůstek tlaku je však podstatně větší než v případě uložení s vŕlí. Do hodnoty přesahu 0,1 mm je přírůstek tlaku odpovídající uložení s vŕlí, tedy přírůstek 0,6 MPa pro přírůstek přesahu o 0,1 mm. Poté se však přírůstek tlaku zvýší a pro hodnotu přesahu 0,2 mm je hodnota kontaktního tlaku již cca 7,5 MPa, což odpovídá při uložení s vŕlí hodnotě vŕle 0,4 mm. Na okraji jamky vzroste deformace a vzniklá napjatost se projeví nárůstem napětí, kterým jamka „obejme“ hlavicí a vzroste maximální kontaktní tlak. Tento efekt se projevil i u modelu bez pánevní kosti. Vzniklé „obejmutí“ se nazývá „rovníkový efekt“.



Obr.10: Vliv změny velikosti vůle mezi hlavicí a jamkou na maximální hodnotu kontaktního tlaku

6.3.2 Hodnocení vlivu velikosti vůle na velikost třecího momentu

V testovaném rozsahu vůle -0,3 mm až 0,4 mm platí, že s rostoucí vůlí klesá hodnota třecího momentu. V oblasti uložení s vůlí je změna hodnoty momentu relativně malá v porovnání se změnami hodnot momentu v případě uložení s přesahem. Položíme-li jako referenční hodnotu velikost třecího momentu při uložení bez vůle i přesahu, tzn. 4800 Nmm, pak v případě změny vůle z 0 mm na 0,3 mm (uložení s vůlí) je pokles třecího momentu cca 500 Nmm (10% z referenční hodnoty), zatímco při změně velikosti přesahu z hodnoty 0 mm na 0,3 mm je přírůstek třecího momentu cca 2800 Nmm (60% z referenční hodnoty).



Obr.11: Vliv změny velikosti vůle mezi hlavicí a jamkou na hodnotu třecího momentu

6.3.3 Porovnání výsledků vypočtených na modelu s pánevní kostí s výsledky vypočtenými na modelu bez pánevní kosti

Výsledky z modelu s pánevní kostí vycházejí mírně nižší pro maximální kontaktní tlak v oblasti vůle i přesahu, přičemž rozdíl je nejmenší v blízkém okolí uložení s nulovou vůlí. Pro třecí moment platí, že kromě uložení s přesahem se výsledky mezi modely neliší. Z tohoto posouzení plyne, že pánevní kost do sebe absorbuje část energie, pokud model zatížíme silou.

6.3.4 Výsledky parametrické studie vlivu geometrických odchylek

Výsledky jsou seříděny do tabulek 8 a 9. Při posuzování vlivu jednotlivých parametrů bylo zjištěno, že v jejich uvažovaných intervalech má největší vliv na hodnoty kontaktních tlaků velikost odchyly kruhovitosti, zatímco na hodnotu třecího momentu má větší vliv druh uložení.

Vliv velikosti odchyly e na kontaktní tlak:

Se zvyšující se odchyly kruhovitosti e se zvyšuje hodnota maximálního kontaktního tlaku mezi hlavicí a jamkou ve všech případech velikosti vůle v nebo polohy vůči zátěžné síle β . Pod hodnotou odchyly e 0,025 mm není změna výrazná, nad touto hodnotou se maximální kontaktní tlak zvyšuje prudčeji. Parametr velikosti odchyly se ukázal být provázaný s vlivem druhu uložení. Nejmenší vliv na výsledky má odchyly kruhovitosti v případě uložení s vůlí. Zde způsobí odchyly e o hodnotě 0,1 mm nárůst maximálního kontaktního tlaku cca o 10%. Daleko větší vliv má odchyly v případě uložení bez vůle i přesahu, respektive s přesahem. Zde naroste maximální kontaktní tlak o 30%, resp. o 45% vůči výchozí hodnotě cca 5 MPa odpovídající nulové odchyly kruhovitosti.

Vliv velikosti odchyly na třecí moment:

Na velikost třecího momentu nemá velikost odchyly e tak velký vliv jako na kontaktní tlak. Největší změny jsou o 7%. Výraznější vlivy jsou způsobeny druhem uložení. Pro porovnání změna vůle z 0 mm na -0,1 mm způsobí změnu třecího momentu o 15%. Obecně je trend všech závislostí takový, že s rostoucí hodnotou odchyly kruhovitosti e roste i hodnota třecího momentu (tab.9).

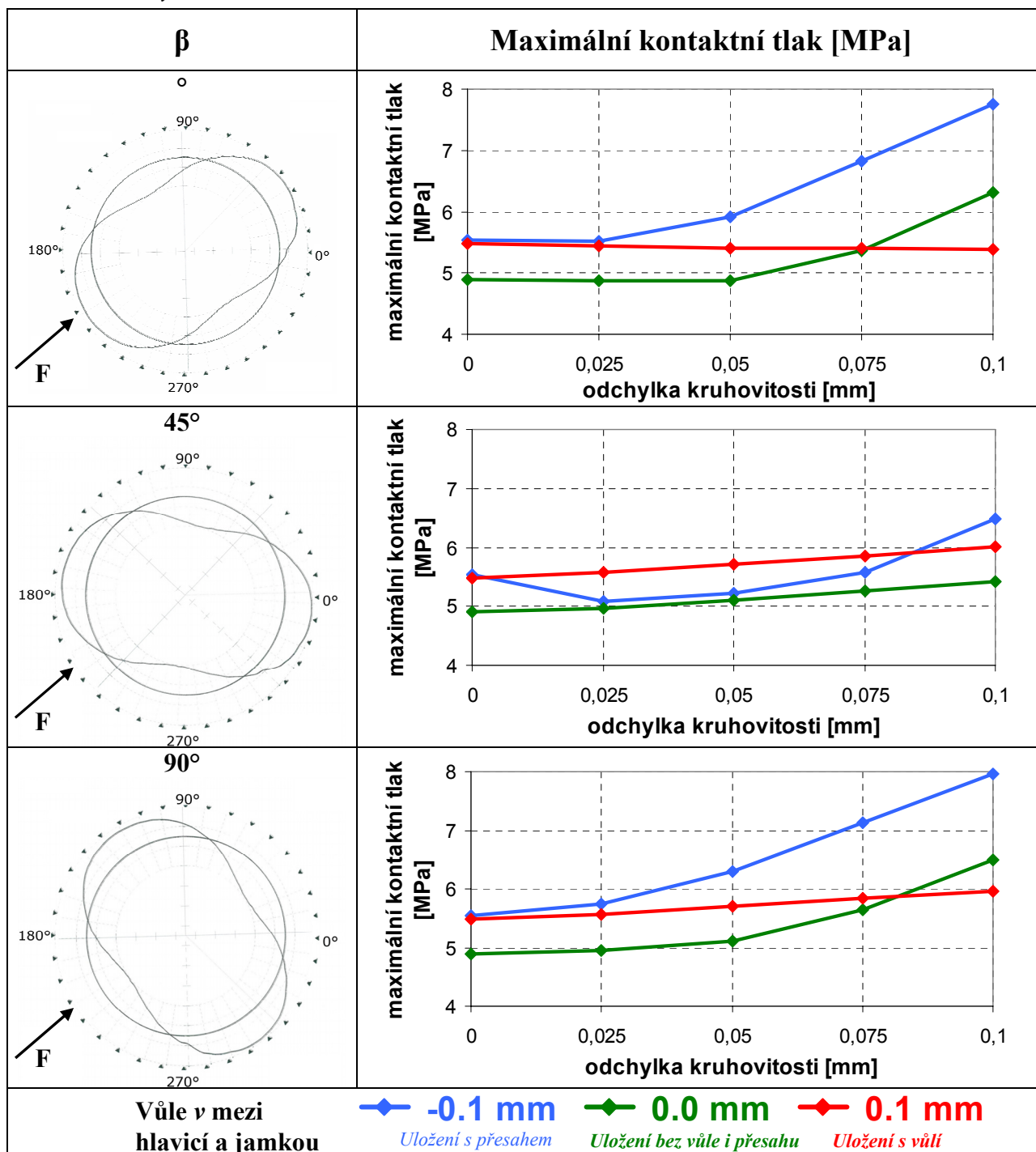
Vliv polohy odchyly β na kontaktní tlak:

Poloha odchylek vůči zatěžovací síle se ukázala jako nezanedbatelný parametr při posuzování vlivu na kontaktní tlak. V případě uložení s přesahem a uložení bez vůle i přesahu, v krajních polohách, kdy $\beta = 0^\circ$ a 90° , se hodnota maximálního kontaktního tlaku mění pro odchyly e 0,1 mm až o 45%, zatímco pro polohu $\beta = 45^\circ$ „pouze“ o cca 15% vůči výchozí hodnotě cca 5 MPa. Při uložení s vůlí je efekt pootočení vůči zatěžovací síle patrný pro natočení β o 45° a 90° a to se změnou maximálního kontaktního tlaku o cca 10%. Pro natočení $\beta = 0^\circ$ se hodnota maximálního kontaktního tlaku mění se změnou odchyly kruhovitosti nevýznamně.

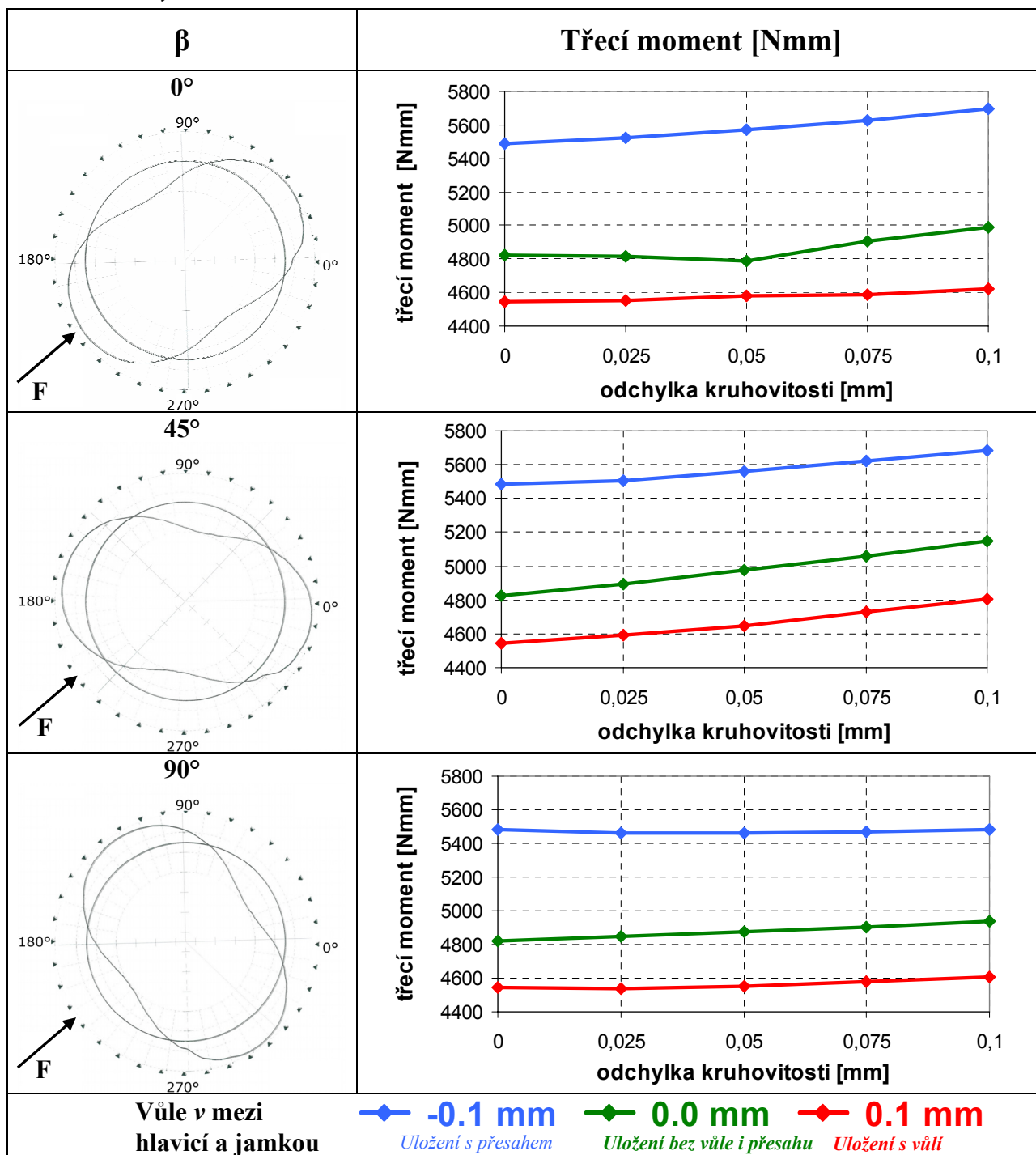
Vliv polohy odchyly β na třecí moment:

Třecí moment se změnou polohy β měnil svoji hodnotu. V případě uložení bez vůle i přesahu nebo s vůlí dosahoval třecí moment nejvyšších hodnot pro $\beta = 45^\circ$. Jeho hodnota byla přibližně o 4% vyšší než v případě otočení $\beta = 0^\circ$ a 90° , kdy jsou hodnoty třecího momentu srovnatelné. V případě uložení s přesahem je hodnota třecího momentu nejnižší pro otočení $\beta = 90^\circ$ o cca 4% než v případě otočení $\beta = 0^\circ$ nebo 45° , kdy je hodnota třecího momentu přibližně srovnatelná.

Tab.4: Vliv odchylek kruhovitosti na maximální kontaktní tlak



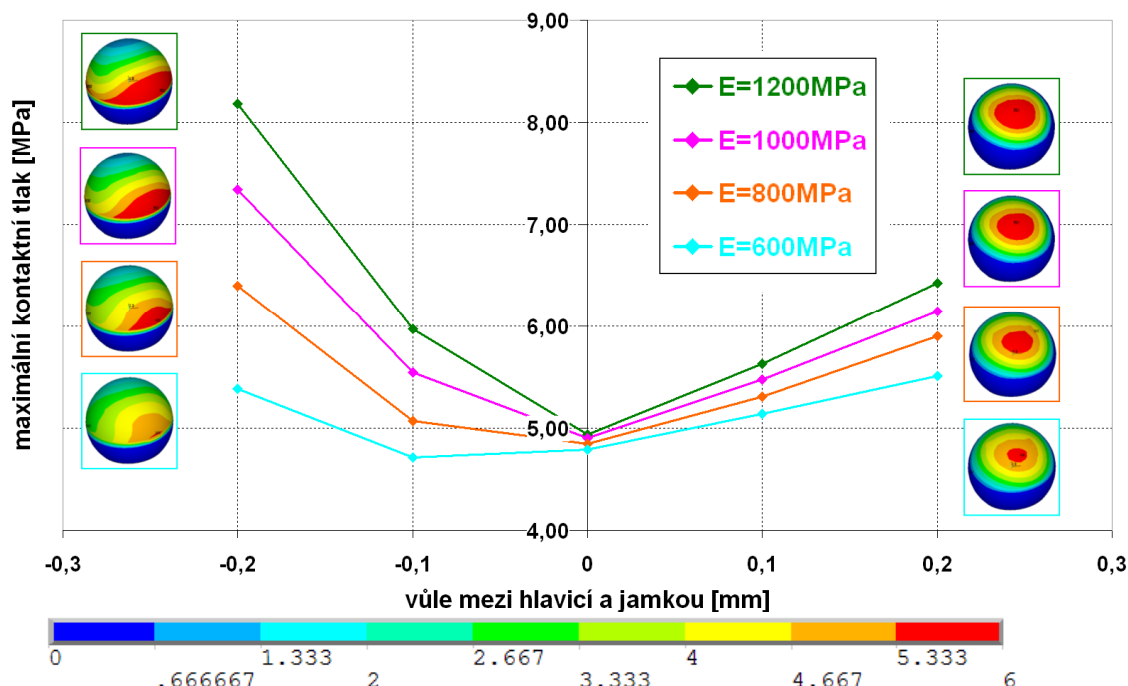
Tab.5: Vliv odchylek kruhovitosti na třecí moment



6.3.5 Parametrická studie vlivu Youngova modulu pružnosti polyethylenu na výsledky

V oblasti materiálových charakteristik je, pomineme-li nejistoty charakteristik lidské tkáně, největší nejistota u hodnot Youngova modulu pružnosti u polyethylenu, jehož hodnota se v různých referencích pohybuje od 500 MPa do 1400 MPa. Vliv změny této hodnoty byl posouzen a výsledky jsou zpracovány graficky na obr.12. Plyne z nich závěr, že se zvyšující se hodnotou modulu pružnosti se zvyšuje i hodnota kontaktního tlaku mezi hlavicí a jamkou, přičemž pro uložení s přesahem je ovlivnění výraznější. Pro přesah 0,2 mm (= vůle -0,2 mm) se hodnoty kontaktního tlaku pro $E = 600$ MPa a $E = 1200$ MPa liší o více než 50%. Pro vůli 0,2 mm se

hodnoty kontaktního tlaku pro tytéž hodnoty modulu pružnosti E liší o cca 20%. V obr.12 jsou zobrazeny ikony kontur kontaktního tlaku odpovídající vůli $-0,2$ mm, resp. $0,2$ mm. Hodnoty tlaku odpovídající barevné škále jsou pro všechny ikony shodné v rozmezí 0 MPa až 6 MPa. Je z nich patrné, že pro větší hodnoty modulu pružnosti se zmenšuje celková styková plocha a zvětšuje se plocha s hodnotou tlaku vyšší než 6 MPa (červená).



Obr.12: Vliv hodnoty Youngova modulu pružnosti jamky na velikost a rozložení kontaktních tlaků

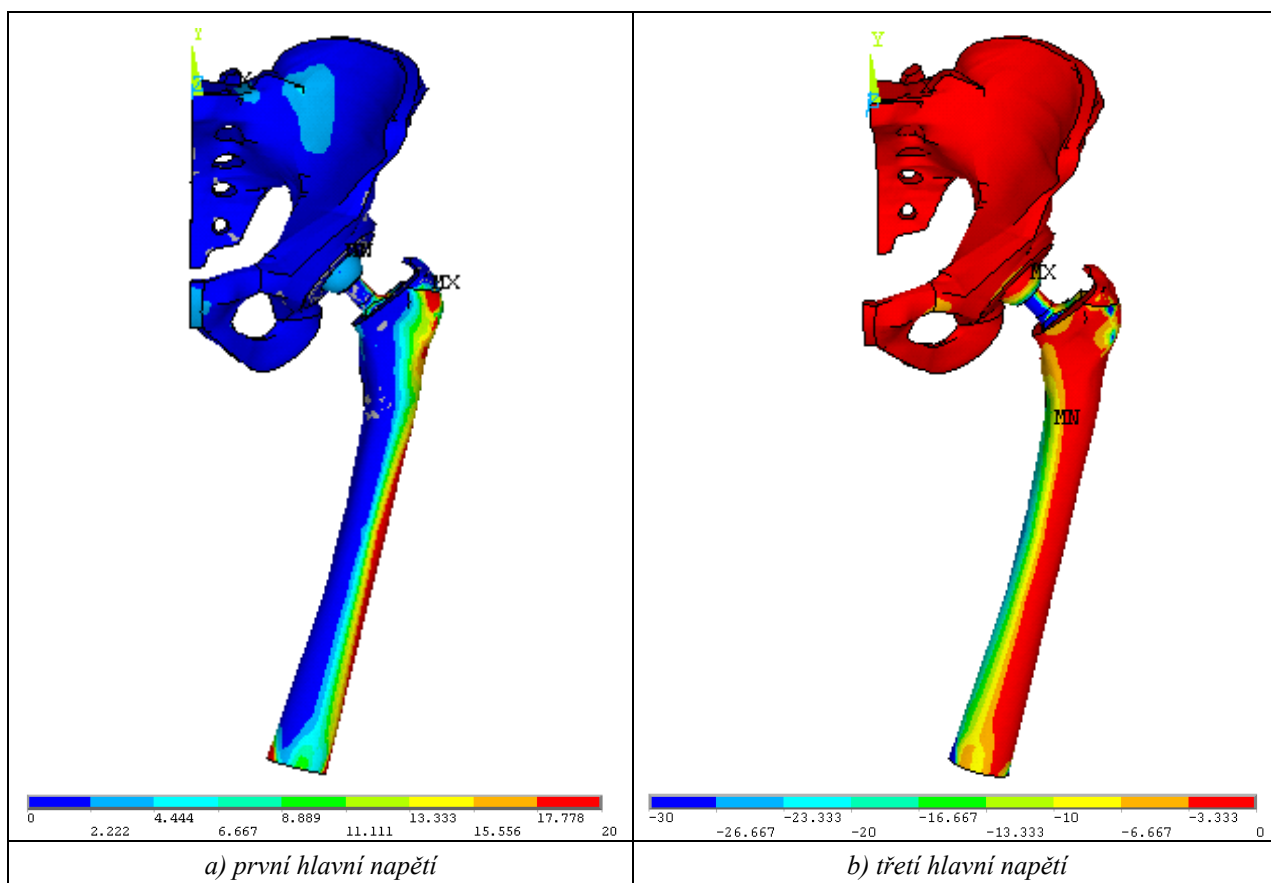
Ovlivnění třecího momentu změnou hodnoty modulu pružnosti je v oblasti uložení s přesahem se stejným trendem jako ovlivnění kontaktního tlaku. S rostoucí hodnotou E , roste hodnota třecího momentu. Změna hodnoty E z 600 MPa na 1200 MPa pro uložení s přesahem 0,2 mm zvýší hodnotu třecího momentu o cca 20%. V oblasti uložení s vůlí je trend ovlivnění opačný než při uložení s přesahem. S rostoucí hodnotou modulu pružnosti hodnota třecího momentu klesá. Změny hodnot třecího momentu jsou však v testovaném intervalu velikosti vůle v rádech jednotek procent.

6.4 3D MODEL KYČELNÍHO SPOJENÍ S FEMUREM A SVALY

6.4.1 Vyhodnocení napjatosti

Práce si nekladla za cíl stanovit hodnoty napětí v jednotlivých částech modelu. Proto jsou zde uvedeny pouze trendy, které vyplynuly z výsledků simulace. Na obr.13 jsou znázorněny hlavní napětí v kyčelním spojení. Na obr.13 a) je to první hlavní napětí a na obr.13 b) třetí hlavní napětí. Z obr.13 a) je patrné, že oblasti s nejvyššími hodnotami hlavních napětí jsou na stehenní kosti a dříku. Na vnější straně stehenní kosti je dominantní první hlavní napětí, zatímco na její vnitřní straně je dominantní třetí hlavní napětí, viz obr.13 b) obdobně jako na dříku.

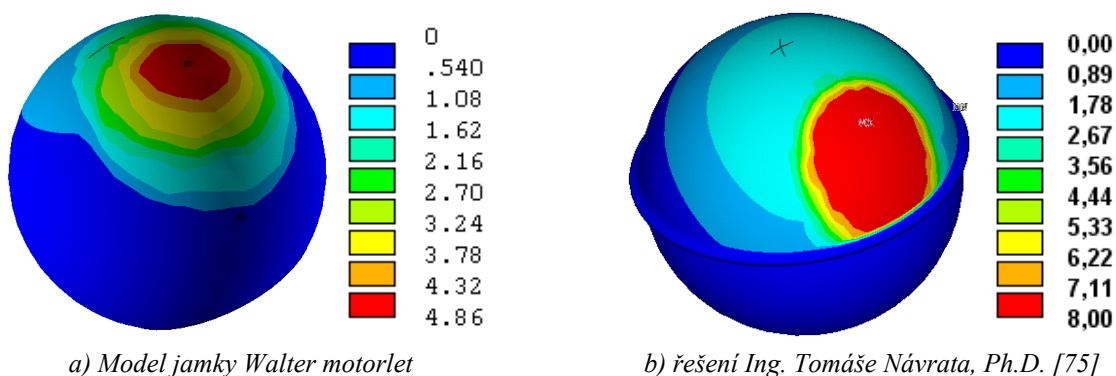
Při znázornění hlavních napětí na hlavici je patrné, že dominantní je třetí hlavní napětí se zápornými hodnotami (tlak) a to v oblasti otvoru pro dřík. Jamka je rovněž namáhána kombinovaně s nejvyšší hodnotou redukovaného napětí v oblasti styku s jamkou. Jako koncentrátor napětí u jamky působí lem na obvodu jamky.



Obr.13: Napjatost v kyčelním spojení

6.4.2 Vyhodnocení kontaktního tlaku

Maximální hodnota kontaktního tlaku mezi hlavicí a jamkou TEP vypočtená na modelu kyčelního spojení s femurem a svaly má hodnotu 4,86 MPa. Vůle mezi hlavicí a jamkou byla 0,6 mm. Rozložení kontaktního tlaku je patrné na obr.14 a). Na obr. 14 b) je pro srovnání výsledků uvedeno rozložení kontaktního tlaku z práce [75] Ing. Tomáše Návrata, Ph.D. vypočtené na obdobném modelu kyčelního spojení s aplikovanou odlišnou jamkou, která nepokrývala hlavici tak jako jamka od firmy Walter Motorlet. Hodnota maximálního kontaktního tlaku je vyšší (8,0 MPa), což je patrně způsobeno blízkostí okraje jamky.



Obr.14: Rozložení kontaktního tlaku na hlavici TEP

7 DISKUZE

7.1 SHODA CHARAKTERU PRŮBĚHU 2D A 3D SIMULACÍ

Výsledky simulací na 2D a 3D modelech prokázaly shody v charakterech průběhu hodnot maximálního kontaktního tlaku i třecího momentu. Tohoto poznatku lze využít při vytváření 3D modelů, které nám umožňují řešení na vyšší úrovni po kvantitativní stránce návrhu.

7.2 DOPORUČENÍ PRO PŘEDPIS TOLERANČNÍCH ODCHYLEK

Analýzy odchylek rozměrů a geometrie komponent prokázaly výrazný vliv na sledované veličiny (maximální kontaktní tlak a třecí moment). Při růstu odchylek se zhoršovaly stykové podmínky mezi komponentami. Z analýz plyne doporučení předepisovat výrobní rozměrové odchylky tak, aby bylo při vzájemném spojení vytvořeno uložení minimálně bez vůle i přesahu a maximálně s vůlí 0,05 mm. V těchto mezích se posuzované hodnoty kontaktního tlaku a třecího momentu projevovaly změnou v řádu jednotek procent. Ze zjištěných výsledků lze jednoznačně nedoporučit uložení s přesahem a to z důvodu výrazného zhoršení stykových podmínek mezi hlavici a jamkou. Změnami v řádu jednotek procent se projevovaly i odchylky kruhovitosti hlavice do 0,025 mm, lze tedy konstatovat podobné doporučení, přičemž minimalizace těchto odchylek je samozřejmě žádoucí. Zde je nutné upozornit na fakt, že tato doporučení platí pro hlavice a jamky TEP s obdobnými rozměry a vlastnostmi materiálů.

7.3 MOŽNOSTI EXPERIMENTU

Biomechanické výpočty lze obecně obtížně validovat experimentem. Pro správnou validaci je potřeba provést analýzu, která veličina je měřitelná a lze ji validovat. Stanovení hodnoty měřené veličiny experimentem by vyžadovalo výrobu experimentálního zařízení, což by přesáhlo rámec disertační práce. Měření rozložení kontaktních tlaků po povrchu hlavice a jamky může být poměrně problematické z hlediska technického řešení. Oproti tomu je snáze proveditelné měření třecího momentu, kdy hodnoty jsou dostupné okamžitě, nebo otěru a poškození stykových ploch při cyklickém zatížení, kdy se jedná o dlouhodobá měření.

8 ZÁVĚR

Práce se zabývá problematikou kyčelní endoprotézy, konkrétně řešením problému s uvolňováním jamek. Na deformačně-napěťové stavy v endoprotéze mají vliv stykové poměry mezi hlavici a jamkou, které jsou ovlivňovány výrobními odchylkami těchto kontaktních ploch. Cíl práce byl vymezen: Pomocí výpočtového modelování posoudit vliv výrobních odchylek stykových ploch hlavice a jamky TEP na kontaktní tlak a třecí moment mezi hlavici a jamkou Walter Motorlet.

Řešení bylo prováděno výpočtově pomocí simulací v metodě konečných prvků. Byly vytvořeny výpočtové modely na různých stupních úrovně, které posuzovaly výrobní odchylky rozměrové i geometrické. Posuzovaná rozměrová odchylka byla změna vnitřního průměru jamky. Tím bylo dosaženo změny velikosti vůle mezi hlavici a jamkou a tedy i změny druhu uložení (uložení s přesahem, s vůlí, bez vůle i přesahu). Zkoumaná geometrická odchylka byla odchylka kruhovitosti hlavice. Posuzované veličiny byly kontaktní tlak a třecí moment mezi hlavici a jamkou.

Konkrétně byl v rámci disertační práce vytvořen 2D výpočtový model hlavice a jamky, na němž byly provedeny citlivostní analýzy vlivu velikosti elementů, vlivu tuhosti kontaktních prvků, vlivu změny hodnoty koeficientu tření, vlivu změny druhu uložení a vlivu přidání modelu

pánevní kosti na hodnoty maximálního kontaktního tlaku a třecího momentu. Poté byl vytvořen 3D model hlavice, jamky a klece, na němž byla provedena citlivostní analýza vlivu hustoty diskretizace a vlivu velikosti vŕle a přesahu mezi hlavicí a jamkou na posuzované veličiny. Následovalo vytvoření 3D modelu hlavice, jamky, klece a pánevní kosti na němž byly provedeny parametrické studie vlivu rozměrových a geometrických výrobních odchylek a vlivu Youngova modulu pružnosti polyethylenu na hodnotu třecího momentu a na maximální hodnotu a rozložení kontaktního tlaku. Dále byl vytvořen 3D model kyčelního spojení s aplikovanou totální endoprotézou s femurem a svaly jehož výsledky řešení byly porovnány s analogickým modelem s aplikovanou totální endoprotézou s odlišným typem jamky.

Při analýze výsledků bylo zjištěno, že výrobní odchylky výrazně ovlivňují stykové poměry mezi hlavicí a jamkou. Nárůst odchylek jak na stranu vŕle, tak na stranu přesahu se projeví negativně nárůstem maximálního kontaktního tlaku. V případě nárůstu přesahu dochází k nevhodnému rozložení kontaktního tlaku. Charakter průběhu třecího momentu v závislosti na velikosti vŕle či přesahu je odlišný od průběhu maximálního kontaktního tlaku. Třecí moment narůstá výrazně pokud dochází k uložení s přesahem, v případě uložení s vŕlím se jeho hodnota ve zkoumaném intervalu hodnot velikosti vŕle výrazně nemění. Bylo zjištěno, že nejvhodnějším druhem uložení pro styk hlavice a jamky je uložení bez vŕle i přesahu. Protože je tento druh uložení v praxi obtížně dosažitelný, je nutné vytvářet výrobky s odchylkami. Na základě analýzy výsledků je doporučeno předepisovat výrobní tolerance tak, aby mezi komponentami při vzájemném styku vzniklo uložení s vŕlím, a to maximálně s hodnotou 0,05 mm. Lze nedoporučit uložení s přesahem a to z důvodu výrazného zhoršení stykových podmínek mezi hlavicí a jamkou. Odchylka kruhovitosti hlavice by neměla být větší než 0,025 mm.

Vytvořením modelu zahrnujícího možnost posoudit výrobní odchylky simulací zatížení a analýzou výsledků byl splněn cíl práce. Studie vznikla na požadavek lékařů a jejím splněním se podařilo nalézt výsledky vhodné jak pro jejich klinickou praxi, tak doporučení pro výrobce.

V průběhu řešení, ale zejména při analýze výsledků, vyvstaly další otázky pro možné navazující práce, které z titulu svého rozsahu nemohly být do této práce zahrnuty. Ve výpočtové simulaci je to řešení ovlivňování odchylkami stykové poměry se zahrnutím faktoru změny geometrie v průběhu času – poškození povrchu komponent třením. Dalším posuzovaným parametrem by mohlo být odlišné zatížení v jednotlivých fázích lidského kroku. V experimentální části je to například měření otěru na zkušebním stroji se zahrnutím vlivu výrobních odchylek.

SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

- [1] CHARNLEY J., Kamangar A., Longfield M. D.: The Optimum Size of Prosthetic Heads in Relation to the Wear of Plastic Socket in Total Replacement of the Hip, *Medical & Biological Engineering*, 1969, Volume 7, s. 31 – 39
- [2] TEOH S. H., Chan W.H., Thampuran R.: An Elasto-plastic Finite Element Model for Polyethylene Wear in Total Hip Arthroplasty *Journal of Biomechanics*, 2002, Volume 35, s. 323-330,
- [3] YEW A., Jagatia M., Ensaff H., Jin Z. M.: Analysis of Contact Mechanics in McKee-Farrar Metal-on-Metal Hip Implants, *Journal of Engineering in Medicine* 2003, Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, 217, s. 333-340,
- [4] MAK M. M., Jin Z. M.; Analysis of Contact Mechanics in Ceramic-on-Ceramic Hip Joint Replacement; *Journal of Engineering in Medicine*, 2002, vol. 216. No. 4,
- [5] IPAVEC M, Brand R.A., Pedersen D.R., Mavcic B., Kralj-Iglic V., Iglic A.; Mathematical Modelling of Stress in the Hip During Gait; *Journal of Biomechanics*, 1999, vol. 32, s. 1229-1235,
- [6] GENDA E., Iwasaki N., Li G., MacWilliams B.A., Barrance P.J., Chao E.Y.S; Normal Hip Joint Contact Pressure Distribution in Single-Leg Standing – Effect of Gender and Anatomic Parameters; *Journal of Biomechanics*, 2001, vol. 34, s. 895-905
- [7] SAIKKO V., Calonius O.; An Improved Method of Computing the Wear Factor for Total Hip Prostheses Involving the Variation of Relative Motion and Contact Pressure with Location on the Bearing Surface; *Journal of Biomechanics*, 2003, vol. 36, s.1819-1827
- [8] JALALI-VAHID D., Jagatia M., Jin Z.M., Dowson D.; Prediction of Lubricating Film Thickness in UHMWPE Hip Joint Replacements; *Journal of Biomechanics*, 2000, Volume 34, s. 261-266
- [9] SAMUEL G. L., Shunmugam M. S.; Evaluation of Circularity and Sphericity from Coordinate Measurement Data; *Journal of Materials Processing Technology*, 2003, Volume 139, s. 90-95
- [10] BRUNI P., Conti C., Corvi A., Rocchi M., Tosi G., Damaged Polyethylen Acetabular Cups Microscopy FT-IR and Mechanical Determination; *Vibrational Spectroscopy*, 2002, Volume 29, s. 103-107
- [11] UNSWORTH A., Hall R. M., Burgess I. C., Wroblewski B. M., Streicher R. M., Semlitsch M.; Frictional Resistance of New and Explanted Artificial Hip Joints; *Wear*, 1995 ,Volume 190, s. 226-231
- [12] SCHOLE S. C., Unsworth A., Hall R. M., Scott R.; The Effects of Material Combination and Lubricant on the Friction of Total Hip Prostheses; *Wear*, 2000, Volume 241, s. 209-213
- [13] SEIFERT Ch. F, Brown T. D, Lipman J. D.; Finite Element Analysis of a Novel Design Approach to Resisting Total Hip Dislocation; *Clinical Biomechanics*, 1999, Volume 14, s. 697-703
- [14] MAXIAN T. A., Brown T. D., Pedersen D. R., Callaghan J. J., A Sliding Distance Coupled Finite Element Formulation for Polyethylen Wear in Total Hip Arthroplasty; *Journal of Biomechanics*, 1995, Volume 29, s. 687-692
- [15] REINISCHA G., Judmannb K. P., Lhotkac Ch., Lintnerd F., Zweym K. A.; Retrieval Study of Uncemented Metal–Metal Hip Prostheses Revised for Early Loosening; *Biomaterials*, 2003, Volume 24, s. 1081-1091
- [16] HEDIA H. S., Barton D. C., Fisher J., Ehnidanyf T. T.; A Method for Shape Optimization of a Hip Prosthesis to Maximize the Fatigue Life of the cement; *Medical Engineering & Physics*, 1996, Volume 18, s. 647-654
- [17] PLATON F., Fournier P., Rouxel S.; Tribological behaviour of DLC coatings compared to different materials used in hip joint prostheses; *Wear*, 2001, Volume 250, s. 227-236
- [18] WIMMER M. A, Sprecher C., Hauert R., Täger G., Fischer A.; Tribochemical reaction on metal-on-metal hip joint bearings A comparison between in-vitro and in-vivo results; *Wear*, 2003, Volume 255, s. 1007-1014

- [19] WHON Lee S., Morillo C., Lira-Olivares J., Kim S. H., Sekino T., Niihara K., Hockey B. J.; Tribological and microstructural analysis of Al₂O₃/TiO₂ nanocomposites to use in the femoral head of hip replacement; *Wear*, 2003, Volume 255, s. 1040-1044
- [20] BARTOŠ M., Kestřánek Z., Numerical solution of the contact problem. Application to a simple model of the human hip joint; *Journal of Computational and Applied Mathematics*, 1995, Volume 63, s. 439-447
- [21] AKAY M., Aslad N.; Numerical and experimental stress analysis of a polymeric composite hip joint prosthesis; *Journal of Biomedical Materials Research*, 1996, Volume 31, s.167-182
- [22] DOWSON D.; New joints for the Millennium: wear control in total replacement hip joints; *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 2001, Volume 215, s. 335-358
- [23] ZOU L., Samarawickrama D. Y. D., Jovanovski V., Shelton J. C.; Measurements of sequential impressions of acetabula cups from a total hip joint replacement using a non-contact measurement system; *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, 2001, Volume 41, s. 2023-2030
- [24] HALL R.M., Unsworth A.; Friction in hip prostheses; *Biomaterial*, 1997, Volume 18, s.1017-1026
- [25] EL'SHEIKH H. F., MacDonald B. J., Hashmi M. S. J.; Finite element simulation of the hip joint during stumbling: a comparison between static and dynamic loading, *Journal of Materials Processing Technology*, 2003, Volumes 143-144, s. 249-255
- [26] HUANG J., Lehtihet E. A.; Contribution to the minimax evaluation of circularity error; *International Journal of Production Research*, 2001, Volume 39, s. 3813 - 3826
- [27] WANG M., Cheraghi S. H., Masud A. S. M.: Circularity error evaluation theory and algorithm; *Precision Engineering*, 1999, 23, 164-176,
- [28] CHANDA A., Mukhopadhyay A. K., Basu D., Chatterjee S., *Wear and Friction Behaviour of UHMWPE-Alumina Combination for Total Hip Replacement; Ceramics International*, 1997, Volume 23, s. 437-447
- [29] BARBOUR P. S. M., Barton D. C., Fisher J.; The influence of contact stress on the wear of UHMWPE for total replacement hip prostheses, *Wear*, 1995, Volumes 181-183, s. 250-257
- [30] EISENHART-ROTHER V., Witte H., Steinlechner M., Müller-Gerhl M., Putz R., Eckstein F., Von den Hoff J. W., Maltha J. C.; Quantitative Determination of Joint Incongruity and Contact Pressure in the Human Hip Joint During the Gait-Cycle, *Journal of Orthopaedic Research*, 1999, Volume17, s. 532-539
- [31] KORHONEN R. K., Koistinen A., Kontinen Y. T., Santavirta S. S., Lappalainen R.; The effect of geometry and abduction angle on the stresses in cemented UHMWPE acetabular cups – finite element simulations and experimental tests; *Biomedical Engineering Online*, 2005, Volume 4, s. 32
- [32] ZAHIRI Ch. A., Schmalzried T. P., Ebramzadeh E., Szuszczewicz E. S., Salib D., Kim C., Amstutz H. C.; Lessons learned from loosening of the McKee-Farrar metal-on-metal total hip replacement; *The Journal of Arthroplasty*, 1999, Volume 14, s. 326-332
- [33] TURELL M. E., Friedlaender G. E., Wang A., Thornhill T. S., Bellare A.; The effect of counterface roughness on the wear of UHMWPE for rectangular wear paths; *Wear*, 2005, Volume 259, s. 984-991
- [34] MASAOKA T., Clarke I. C., Yamamoto K., Tamura J., Williams P. A., Good V. D., Shoji H., Imakiire A.; Validation of volumetric and linear wear-measurement in UHMWPE cups - a hip simulator analysis, *Wear*, 2003, Volume 254, s. 391-398
- [35] PIETRABISSA R., Raimondi M., Di Martino E.; Wear of polyethylene cups in total hip arthroplasty: a parametric mathematical model; *Medical Engineering & Physics*, 1997, Volume 20, s. 199-210
- [36] BROWNE M., Gregson P. J.; Surface modification of titanium alloy implants, *Biomaterials*, 1994, Volume 15, s. 894-898
- [37] MICHAELI D. A., Murphy S. B., Hipp J. A.; Comparison of predicted and measured contact pressures in normal and dysplastic hips; *Medical Engineering & Physics*, 1997, Volume 19, s. 180-186

- [38] STANSFIELD B. W., Nicol A. C.; Hip joint contact forces in normal subjects and subjects with total hip prostheses: walking and stair and ramp negotiation; *Clinical Biomechanics*, 2001, Volume 17, s. 130
- [39] DOWSON D., Jobbins B., Seyed-Harraf A.; An evaluation of the penetration of ceramic femoral heads into polyethylene acetabular cups; *Wear*, 1993, Volume 162-164, s. 880-888
- [40] BERGMANN G., Deuretzbacher G., Heller M. et al; Hip contact forces and gait patterns from routine activities; *Journal of Biomechanics*, 2001, Volume 34, s. 859-871
- [41] GOLDMINTS L., Jaramaz B., DiGiola III. A. M.; Biomechanics of acetabular press-fit in total hip replacement: Evaluation of modeling parameters for idealized 3-D model; *Sborník conference Simulating real life. Software with no boundaries*, Pittsburgh 1998
- [42] JOSHI M.G., Advani S.G.; Analysis of a femoral hip prostheses designed to reduce stress shielding, *Journal of Biomechanics*, 2000, Volume 33, s. 1655-1662
- [43] VAVERKA M.; Pojednání k SDZ: Mechanická studie patologicky vyvinutého kyčelního spojení z hlediska následných chirurgických operací; FSI VUT v Brně, Brno, CR, srpen 2002
- [44] HUDEC J.; Pojednání k SDZ: Analýza mechanické interakce mezi totální endoprotézou a femurem, FSI VUT v Brně, Brno, 2001
- [45] IVÁN L.; Analýza vlivu různých materiálových charakteristik umělých jamek totálních endoprotéz na napjatost v pánevní oblasti; *Sborník z konference Inženýrská mechanika 98*, Svratka, 1998
- [46] IVÁN L., Janíček P.; Vliv úhlu natočení acetabula na deformačně napěťové stavy kyčelní endoprotézy; *Sborník konference Inženýrská mechanika 2002*, Svratka, 2002
- [47] BUDINSZKY C., Florian Z.; Stress-strain analysis of total knee replacement, *Sborník konference Inženýrská mechanika 2005*, Svratka, 2005
- [48] HUDEČEK D., Florian Z., Stress-strain analyse of vertebral segment; *Sborník konference Inženýrská mechanika 2005*, Svratka, 2005
- [49] NÁVRAT T., Florian Z.; Stress-strain analysis of surface replacement of the hip joint, *Sborník konference Aplikovaná mechanika 2005*, Hrotovice, 2005
- [50] BEZNOSKA S., Čech O., Löbl K.; Umělé náhrady lidských kloubů, SNTL; 1987
- [51] PETRTÝL M., Ondrouch A., Milbauer M; Experimentální biomechanika pevné fáze lidského skeletu; *ACADEMIA*; 1985
- [52] HUDEC J.; Diplomová práce: Deformačně napěťová analýza tumorové endoprotézy; FSI VUT v Brně, Brno; 1999
- [53] VALENTA J., Konvičková S., Valerián D.; *Biomechanika kloubů člověka*; ČVUT; 1999
- [54] SOSNA M., Vavřík P., Krbec M., Pokorný D.; *Základy ortopedie*; TRITON; 2001
- [55] VICECONTI M., Cristofolini L., Tomi A.; Balkema; *Experimental Mechanics – Numerical and experimental cross-investigation of total hip replacements*, Rotterdam; 1998
- [56] KOUKAL M.; Diplomová práce: Mechanická analýza styku hlavice a jamky totální endoprotézy kyčelního kloubu, FSI VUT v Brně, Brno, 2003
- [57] KOUKAL M., Florian Z.; Mechanical Analysis of Contact between Ball Head and Acetabular Fossa of Total Hip Prosthesis; *Sborník konference Aplikovaná mechanika 2005*, Hrotovice, Czech Republic, 2005
- [58] DUNHAM Ch. E., Takaki S. E., Johnson J. A., Dunning C. E.; Mechanical Properties of Cancellous bone of the Distal Humerus; *ISB XXth Congress - ASB 29th Annual Meeting*, 2005, s. 564
- [59] BOYCE T.M., Fyhrie D.P., Brodie F.R., Schaffler M.B.; Residual Mechanical Properties of Human Cortical Bone Following Fatigue Loading, *20th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics*, 1996, Atlanta, Georgia,
- [60] FRANKEL N., Mechanical properties of Cortical and Cancellous bone, poslední revize 10.5.2010, Dostupné z <<http://www.eng.tau.ac.il/~gefef/BB-Lec4.pdf>>
- [61] JIAHAU B. Y.; Mechanical Properties and Testing of Bone, Postdoctoral Research Associate, Dental Biomaterials, Indiana, 2006
- [62] Oficiální internetové stránky University of Michigan, USA, poslední revize 8.11.2008, Dostupné z <http://www.lib.umich.edu/dentlib/Dental_tables/toc.html>

- [63] RHO J.Y, Kuhn-Spearing L., Zioupos P.; Mechanical properties and the hierarchical structure of bone, Medical engineering & physics, 1998, vol. 20, s. 92-102
- [64] JIROUŠEK O., Jírová J., Vavřík D.; Development of testing equipment for measuring mechanical properties of cancellous bone, Engineering Mechanics 2003, Svratka, Czech Republic, 2003
- [65] FYHRIE D.P., Kimura J.H.; Cancellous bone biomechanics, Journal of Biomechanics, 1999, Volume 32, s. 1139-1148
- [66] JANÍČEK P.: Systémové pojetí vybraných oborů pro techniky, Hledání souvislostí; VUTIUM, Brno, 2007
- [67] BURŠA J.: Studijní opory, poslední revize 10.5.2010, Dostupné z <www.umt.fme.vutbr.cz/~jbursa/MKP4.doc>
- [68] Mendelova Univerzita v Brně, Lesnická a dřevařská fakulta, Numerické simulace: Popis metody konečných prvků, poslední revize 10.5.2010, Dostupné z <<http://wood.mendelu.cz/cz/sections/FEM/?q=node/32>>
- [69] FUIS V.: Zkušenosti s výpočtovým modelováním kontaktu mezi hlavicí a jamkou kyčelní endoprotézy s uvažováním výrobních nepřesností, Sborník konference Aplikovaná mechanika 2001, s. 33-40, Nečtiny
- [70] HORYL P.: Studie vícenásobných kontaktů ve 2D, Konference Ansys 2009, Plzeň, poslední revize 10.5.2010, Dostupné z <http://www.ansys.stuba.sk/Ansys2009/prednasky/PRISPEVKY/VSB_Horyl.pdf>
- [71] CHO N., Tu J.; Roundness modeling of machined parts for tolerance analysis, Precision Engineering, 2001, Volume 25, s. 35-47,
- [72] CHO N., Tu J.; Quantitative circularity tolerance analysis and design for 2D precision assemblies, International Journal of Machine Tools and Manufacture, 2002, Volume 42, s. 1391-1401
- [73] WEN X., Xia Q., Zhao Y.; Xiulan Wen, Qingguan Xia, Yibing Zhao, An effective genetic algorithm for circularity error unified evaluation, International Journal of Machine Tools and Manufacture, 2006, Volume 46, s. 1770-1777
- [74] Metody hodnocení úchylek kruhovitosti ČSN ISO 4291, poslední revize 10.5.2010, Dostupné z <http://import.technickenormy.cz/nahledy/16161_nahled.htm>
- [75] NÁVRAT T., Florian Z., Fuis V., Štekl M.: Strain Stress Analysis of Hip Joint with Surface Replacement, Simulation of Gait, Sborník konference Human Biomechanics 2006, Hrotovice, ČR
- [76] NÁVRAT T., Fuis V., Hlavoň P., Janíček P.: Strain - Stress Analysis of Artificial Hip Joint, Influence of Bearing Material on Contact Pressure, Sborník konference World Congress on Medical Physics and Biomedical engineering 2006, Volume 14, s. 2822-2825
- [77] Oficiální internetové stránky firmy A.D.A.M., Inc., poslední revize 8.11.2008, Dostupné z <<http://www.adam.com>>

ŽIVOTOPIS

Ing. Milan Koukal

Osobní údaje:

Adresa: Brno, Záhřebská 2472/8, 616 00
Telefon: +420 728 016525
E-mail: milan.koukal@gmail.com
Datum a místo narození: 21. 1. 1980, Hranice
Rodinný stav: ženatý

Dosažené vzdělání:

2003 – doposud

Vzdělávací instituce: VUT v Brně
Fakulta strojního inženýrství
Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky
Obor: Aplikovaná mechanika
Typ studia: Doktorské studium
Téma disertační práce: Mechanická analýza vlivu výrobních odchylek na styk hlavice a jamky totální endoprotézy kyčelního kloubu

1998 - 2003

Vzdělávací instituce: VUT v Brně
Fakulta strojního inženýrství
Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky
Obor: Aplikovaná mechanika
Typ studia: Magisterské studium

1994 - 1998

Vzdělávací instituce: SPŠ Strojní, Přerov

Pracovní zkušenosti:

2005 – doposud

Pracovní pozice: Sobriety s.r.o.
CFD Engineer
Náplň práce: výpočtové simulace termodynamických dějů, komunikace se zákazníkem, projektové řízení

Ostatní znalosti:

Jazykové znalosti: Anglický jazyk
Řidičský průkaz: Skupina A, B
Kurzy: Kurz projektové řízení, říjen 2009, PM Consulting, s.r.o.
Kurz komunikačních dovedností, únor 2010, Fontes H, s.r.o.
Počítače: MS Windows, MS Office, Internet, ANSYS, FLUENT, Star-CCM+, EnSight, Gambit,

Zájmy:

Cestování, literatura, sport, fotografie