

VĚDECKÉ SPISY VYSOKÉHO UČENÍ TECHNICKÉHO V BRNĚ

*Edice Habilitační a inaugurační spisy, sv. 435*

*ISSN 1213-418X*

**Vladimír Fuis**

**KOMPLEXNÍ MODELOVÁNÍ  
CHOVÁNÍ KERAMICKÉ HLAVICE  
KYČELNÍ ENDOPROTÉZY**

Vysoké učení technické v Brně  
Fakulta strojního inženýrství  
Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky

**Ing. Vladimír Fuis, Ph.D.**

**Komplexní modelování chování keramické hlavice  
kyčelní endoprotézy**

Complex analysis of the behaviour of the hip joint endoprosthesis  
ceramic head

Teze habilitační práce  
v oboru Aplikovaná mechanika



Brno 2012

**Klíčová slova:**

Kyčelní endoprotéza, keramická hlavice, tvarové odchylky, kontaktní kužel, tahová napjatost, pravděpodobnost porušení

**Keywords:**

Hip joint endoprosthesis, ceramic head, shape deviations, contact cone, tensile stress, failure probability

**Místo uložení práce:**

Fakulta strojního inženýrství, Vysoké učení technické v Brně, Technická 2

© Vladimír Fuis, 2012

ISBN 978-80-214-4633-5

ISSN 1213-418X

# Obsah

<b>1. Úvod</b> .....	<b>5</b>
<b>2. Současný stav řešené problematiky</b> .....	<b>6</b>
<b>3. Analýza problémové situace a formulace problému</b> .....	<b>7</b>
<b>4. Modelování napjatosti v keramické hlavici kyčelní endoprotézy</b> .....	<b>8</b>
4.1. Vstupní parametry do výpočtového modelování .....	<b>8</b>
4.1.1. Geometrické vstupní parametry .....	<b>8</b>
4.1.2. Konstitutivní a lomové materiálové vstupní údaje .....	<b>12</b>
4.1.3. Zatížení a vazby soustavy .....	<b>12</b>
4.2. Použitý software a hardware .....	<b>13</b>
4.2.1. Testování hustoty diskretizace .....	<b>14</b>
4.3. Výsledky výpočtového modelování napjatosti v hlavici .....	<b>14</b>
4.3.1. Vliv mikro a makrotvarových odchylek .....	<b>14</b>
4.3.2. Vliv materiálových charakteristik .....	<b>20</b>
4.3.3. Shrnutí analýzy napjatosti v hlavici .....	<b>21</b>
<b>5. Modelování pravděpodobnosti porušení keramické hlavice</b> .....	<b>21</b>
5.1. Pravděpodobnost porušení keramického materiálu .....	<b>21</b>
5.2. Určení materiálových charakteristik keramiky .....	<b>22</b>
5.2.1. Určení materiálových charakteristik ze zkoušek 3-bodovým ohybem .....	<b>23</b>
5.2.2. Určení materiálových charakteristik z destrukčních zkoušek hlavic .....	<b>23</b>
5.2.3. Srovnání získaných materiálových charakteristik keramiky .....	<b>27</b>
5.3. Výsledky výpočtového modelování pravděpodobnosti porušení hlavic .....	<b>28</b>
<b>6. Závěr</b> .....	<b>30</b>
<b>Literatura</b> .....	<b>32</b>

## PŘEDSTAVENÍ AUTORA

Vladimír Fuis se narodil v roce 1970 v Brně. V letech 1989-1994 studoval na Fakultě strojní VUT Brně obor Aplikovaná mechanika. Za diplomovou práci s názvem „Určení vlivu velikosti drážkování kuželového dřívku na napjatost a deformaci v soustavě dřív – keramická hlavice, nalisovaná na dřív“ získal Cenu děkana.

V letech 1994-2000 absolvoval pod vedením prof. Ing. Přemysla Janíčka, DrSc. doktorské studium, které ukončil v roce 2000 obhajobou disertační práce „Napjatostní a spolehlivostní analýza keramické hlavice kyčelní endoprotézy“ a byl mu přiznán akademický titul doktor.



Od roku 1997 pracuje na společném pracovišti Ústavu termomechaniky Akademie věd ČR a Fakulty strojního inženýrství VUT v Brně jako vědecký pracovník, v současné době jako vedoucí pobočky. Od 2000 také pracuje na Ústavu mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky jako odborný asistent. Z hlediska pedagogické činnosti, které se věnuje od ukončení vysokoškolského studia, se zaměřuje na přednášení a vedení cvičení v předmětech bakalářského a magisterského studijního programu, konkrétně se jedná o předměty Statika, Pružnost a pevnost I. a Metoda konečných prvků a výpočetní systém ANSYS. Vede bakalářské a diplomové práce a pravidelně je členem komisí pro státní závěrečné zkoušky a pro obhajoby disertačních prací. Byl školitelem specialistou tří studentů doktorského studijního programu, kteří své disertační práce úspěšně obhájili. Řadu let působí jako koordinátor diplomových prací zadávaných z průmyslu.

Autor byl hlavním řešitelem dvou projektů GAČR (GAČR 101/01/P039 “Stochastický přístup k posouzení spolehlivosti keramických hlavic totální kyčelní endoprotézy” a GAČR 101/04/P037 “Zvýšení úrovně výpočtového modelování pro určování pravděpodobnosti porušení keramické hlavice kyčelní endoprotézy” a řady interních grantů FSI VUT a ÚT AV ČR. Byl spoluřešitelem dvou grantů GAČR (GAČR 101/01/0974 “Specifické biomechanické problémy kyčelních endoprotézy a jejich řešení modelováním” a GAČR 101/05/0136 “Klinické biomechanické problémy velkých kloubů člověka” a členem týmu v řadě dalších projektů GAČR, MŠMT, OP VaVpI a MPO. Je autorem a spoluautorem 20 článků v časopisech, z toho dvou článků v impaktovaných časopisech. Za práci s názvem "Komplexní analýza deformace, napjatosti a spolehlivosti keramické hlavice kyčelní endoprotézy" byl oceněn Nadací pro biomechaniku člověka a obdržel Cenu Dr. L. Špačka za rok 1996. Dále dvakrát obdržel „Diplom za 3. Místo“ v soutěži o cenu generálního ředitele Žďas, a.s. za poster na konferenci Engineering Mechanics v roce 2001 a v roce 2008. Pořádal několik mezinárodních konferencí (Engineering Mechanics 2005, 2008 a 2011, Human Biomechanics 2006, Experimental Stress Analysis 2005 a 2011, Diagnostika a aktivní řízení 2000). Na podnět prof. Ctirada Kratochvíla se v roce 1999 aktivně podílel na založení a organizaci nové konference pro doktorandy a mladé vědecké pracovníky do 35-ti let s názvem Applied Mechanics. Jedná se o putovní konferenci a za 14 let své existence se pořádala, jak v České republice, tak i na Slovensku a v Polsku.

Kromě biomechaniky se zabýval i výpočtovým modelováním chování magnetických spojek, modelováním degradačních procesů, zbytkovou napjatostí v žárových nástřicích keramiky Eucor, stabilitou odporníků trakčních vozidel a dalšími tématy. Také se zúčastnil řešení problémů z průmyslové praxe (Poličské strojírný, a.s., Remak, a.s., MEP Postřelmov, a.s., Hella autotechnik, s.r.o. a dalších).

## 1. ÚVOD

Kyčelní kloub je největším kloubem lidského těla, který je v procesu fyzické aktivity člověka výrazně dynamicky namáhán [4]. Jsou pro něho charakteristická onemocnění v dětském a seniorském věku a jejich analýza byla publikována v [22]. V důsledku změny životního stylu v posledních desetiletích (na jedné straně sedavé zaměstnání, málo pohybu a s ním spojená nadváha a zvýšené zatížení kloubu, na druhé straně výrazná fyzická aktivita spojená s vrcholovými sporty, která opět způsobuje nadměrné zatížení kloubu) se některá onemocnění kyčelního kloubu začínají vyskytovat u stále mladších pacientů, přičemž zvláštní skupinu tvoří úrazy. Některá z těchto onemocnění mohou být i takového typu, že omezují nebo dokonce znemožňují funkčnost kyčelního kloubu. V těchto případech je nutná jeho částečná či totální náhrada. V současnosti patří implantace kloubních náhrad k sice radikálnímu, ale k velmi frekventovanému způsobu navrácení funkčnosti kyčelního kloubu [10]. Pokud náhrada kloubu plní bezproblémově funkci, je problém vyřešený. V některých případech však může dojít k meznímu stavu implantátu a potom je nutné provést reoperaci, která je pro pacienta velkým traumatickým zážitkem, navíc je spojena s dodatečnými finančními náklady, které prodražují léčebný proces. Koncem minulého století se v lékařských odborných časopisech objevily zprávy o destrukcích keramických hlavic, čtyři případy destrukcí hlavic jsou popsány v [11], další v [27], [29]. K nutnosti provést reoperaci došlo u nezanedbatelného počtu pacientů v několika nemocnicích v České republice z důvodu porušení soudržnosti implantované keramické hlavice u totální kyčelní endoprotézy (obr. 1). Bylo nutné najít příčinu těchto destrukcí, aby se podobná situace v budoucnosti neopakovala. Příčinou porušení hlavic *in vivo* byly nevhodné makrotvarové odchylky od nominální kuželovitosti u kuželového kontaktního spojení mezi hlavicí a dříkem, což bylo zjištěno v rámci disertační práce [20] pomocí výpočtového i experimentálního modelování. Cílem habilitační práce je zvýšit úroveň výpočtového modelování jednak zahrnutím dalších tvarových odchylek do výpočtového modelu a dále získání materiálových charakteristik keramiky, které jsou nutné pro výpočet pravděpodobnosti porušení pomocí Weibullové teorie nejslabšího článku [9], z destrukcí celých hlavic. Komplexní modelování, které je v názvu této práce, znamená, že pro řešení problému bude využito výpočtové i experimentální modelování.



Obr. 1: *In vivo* destruovaná hlavice a dřík se zplastizovaným kuželem.

## 2. Současný stav řešené problematiky

Historický vývoj kyčelní endoprotézy je detailně popsán v [6]. Původně byla hlavice součástí dříku, který se vkládal do femuru, ale od počátku 70-let minulého století se začíná používat tzv. modulárních endoprotéz, u nichž jsou hlavice a dřík odděleny a jsou spojeny samosvorným kuželovým spojením [31, 40], které je normalizované (DIN ISO 3040 – nominální hodnota vrcholového úhlu je  $5^{\circ}43'30''$ ), aby byla zajištěna kompatibilita dříků a hlavic od různých výrobců. Materiálem hlavic může být kovová slitina nebo keramika [8]. Důvodem použití keramického materiálu je malý otěr keramiky a výborná biokompatibilita. Nevýhodou je její křehkost a s ní spojená citlivost na tahová napětí, která mohou způsobit destrukce hlavic, jak již bylo řečeno v úvodu. Nebezpečí křehkého lomu keramických hlavic vedlo k vytvoření normy pro určování statické pevnosti keramických hlavic kyčelní endoprotézy (ISO 7206-5), i když tato norma neuvažuje fyziologické zatížení, ale pouze zatížení ve směru osy hlavic. Zvýšení spolehlivosti keramické součásti, v našem případě implantátu, docílíme i použitím „proof-testu“, který spočívá v tom, že na keramickou součást působí takové zatížení, aby tímto způsobem získaná napjatost byla podobná s napjatostí při provozních (fyziologických) podmínkách. Hodnota testovacího zatížení však musí být vyšší, než je provozní zatížení a navíc musí platit, že všechny součásti (hlavice) s trhlinami většími než je inicializační délka trhliny pro požadovanou dobu života, budou při proof-testu destruovány. Pro součásti (hlavice), které tuto zkoušku „přežijí“, bude zaručena požadovaná minimální životnost [7], [38].

Výpočtovým modelováním chování keramické hlavic nasazené na kužel dříku se zabývala řada autorů např. [1, 13, 38, 39], kteří však ve svých modelech uvažovali pouze nominální hodnotu kuželovitosti hlavic a dříku. Jen ve dvou příspěvcích [14, 10] autoři zahrnuli do výpočtového modelu odchylku od nominální kuželovitosti. V rámci disertační práce byl analyzován vliv tvarových odchylek typu různá kuželovitost a modelová ovalita a jejich interakce na napjatost a pravděpodobnost porušení hlavic [16].

Měření kuželovitosti a drsnosti kuželů dříků a hlavic bylo prováděno v rámci experimentálního určování demontážní síly u samosvorného spojení pro různé materiály dříků (Co–Cr29–Mo a Ti–6Al–4V) a hlavic (Co–Cr a  $Al_2O_3$ ) [37]. Další tvarové odchylky však měřeny nebyly a změřené tvarové odchylky sloužily k makroskopickému srovnání.

Posouzení mezního stavu křehké pevnosti u keramické komponenty je třeba řešit komplexně, nestačí pouze analýza napjatosti, ale je třeba kvantifikovat pravděpodobnost porušení  $P_f$ , která vychází z Weibullové teorie nejslabšího článku. Výsledky z napjatostní a spolehlivostní analýzy nemusí být stejné [16], [3]. Pro výpočet pravděpodobnosti porušení je třeba znát napjatost a objem, v němž napjatost působí (tyto parametry je možné získat numericky metodou konečných prvků). Dalšími vstupy do výpočtu pravděpodobnosti porušení jsou materiálové charakteristiky keramiky, které se určují experimentálně ze sady destrukčních zkoušek 3-bodovým nebo 4-bodovým ohybem normalizovaných (např. DIN 51-110-1) zkušebních vzorků. V rámci disertační práce byly z Technické Univerzity v Liberci získány výsledky zkoušek 3-bodovým ohybem pro 53 vzorků, které byly vyřezány přímo z keramických hlavic totální kyčelní endoprotézy. Z těchto dat byly vypočteny hodnoty materiálových charakteristik keramického materiálu pro předpoklad konzervativního přístupu, který spočívá v zahrnutí všech tahových napětí ve vzorku pro výpočet materiálových charakteristik. Dále byl využit i 3-parametrický model, ve kterém byla uvažována pouze tahová napětí, která jsou větší než materiálový parametr  $\sigma_u$ , jehož hodnota byla velmi vysoká, konkrétně 250 MPa [16].

### 3. Analýza problémové situace a formulace problému

Habilitační práce navazuje na výsledky publikované v disertační práci, která se zabývala analýzou vlivu modelových makrotvarových odchylek kuželových kontaktních ploch hlavice a dříku totální kyčelní endoprotézy na napjatost v hlavici a její pravděpodobnost porušení. Důvodem, proč jsou analyzovány tvarové odchylky kontaktních ploch, je skutečnost, že u nezanedbatelného počtu pacientů došlo k destrukcím keramických hlavic *in vivo*, jak je ukázáno na obr. 1, a bylo třeba zjistit příčinu těchto destrukcí, aby k podobné situaci již nedocházelo. Závažnost problematiky spočívá v tom, že totální endoprotéza, která byla pacientovi implantována, přestala plnit funkci a byla nutná její reoperace, která přináší pacientovi nové psychické trauma. Kromě traumatu dochází i k výraznému odlivu finančních prostředků zdravotní pojišťovny, která takovou reoperaci hradí.

Výsledky výpočtového modelování chování keramické hlavice řešené v disertační práci v programovém systému MKP ANSYS je možné shrnout do následujících konstatování [16]:

- Napětím, které nejvýrazněji ovlivňuje pravděpodobnost porušení keramické hlavice, je obvodové napětí, které je v převážné části hlavice totožné s prvním hlavním tahovým napětím ( $\sigma_1$ ). Maximální hodnoty obvodových napětí se nacházejí v oblasti kuželové stykové plochy ve spodní části hlavice a jsou výrazně ovlivněny přítomností tvarových odchylek kuželového spojení hlavice a dříku. V převážné většině vyšetřovaných variant (odděleně řešené výrobní tvarové odchylky – VAR. 1 (různá kuželovitost hlavice a dříku – úhel kužele hlavice je menší než úhel kužele dříku), VAR. 3 (modelová ovalita) a interakce tvarových odchylek – VAR. 3+1, VAR. 3+2) došlo k nárůstu hodnot maximálních tahových napětí v hlavici ve srovnání se soustavou bez tvarových odchylek (VAR. 0). Jedinou výjimku tvoří rotačně symetrická tvarová odchylka typu různá kuželovitost, u níž je úhel hlavice větší než úhel dříku (VAR. 2). Pouze v tomto případě došlo ke snížení hodnot maximálních tahových napětí v hlavici ve srovnání se soustavou bez tvarových odchylek (VAR. 0), resp. s variantou VAR. 3 v případě posuzování interakcí tvarových odchylek.
- Z výsledků spolehlivostní analýzy, která je kvantifikována pravděpodobností porušení ( $P_f$ ) keramické hlavice a vychází z Weibullové teorie nejslabšího článku, vyplývá, že její závěry nemusí být totožné se závěry z napjatostní analýzy – do výpočtu pravděpodobnosti porušení totiž kromě napětí vstupuje i objem, v němž toto napětí působí. Obdobně jako u napjatostní analýzy se ukazuje, že tvarové odchylky výrazně snižují spolehlivost keramické hlavice, a to jak v případě odděleně analyzovaných výrobních nepřesností, tak i v případě jejich interakce. Jedinou výjimkou je opět rotačně symetrická výrobní nepřesnost, u níž je úhel hlavice větší než úhel dříku (VAR. 2), jejíž spolehlivost je vyšší než u přesně vyrobené varianty (VAR. 0).

Z uvedených výsledků vyplývá, že uvažované rotačně symetrické tvarové odchylky kuželových ploch hlavice a dříku i prostorová tvarová odchylka výrazně ovlivňují tahovou napjatost v hlavici a tím i její pravděpodobnost porušení. Uvažované tvarové odchylky je možné považovat za makrotvarové (odchylka od kuželovitosti, neboli různá kuželovitost kužele dříku a hlavice a modelová ovalita (nekuhovitost) a jejich interakce), ale v realitě jsou na kuželích přítomny odchylky komplikovanější, které jsou proměnlivé, jak po výšce kužele, tak i po jeho obvodu.

Cílem habilitační práce je **zvýšit úroveň výpočtového modelování chování keramické hlavice kyčelní endoprotézy zatížené dle ISO 7206-5**. Zvýšení úrovně výpočtového modelování bude spočívat v následujících krocích:

- zvýšení úrovně vstupů týkající se geometrie tvarových odchylek – provedení měření kuželových ploch dříků a hlavic a implementovat tyto odchylky do výpočtového modelu a posoudit jejich vliv na napjatost v hlavici a na pravděpodobnost jejího porušení,



- zvýšení úrovně materiálových charakteristik keramiky, které jsou vstupem do výpočtu pravděpodobnosti porušení hlavice pomocí Weibullové teorie nejslabšího článku. Důvodem je skutečnost, že materiálové charakteristiky keramiky použité v disertační práci byly získány ze sady vzorků, které byly vyřezány přímo z keramických, což je na jednu stranu výhodné, ale z tohoto důvodu byly rozměrově menší, než povoluje norma (hlavice má průměr 28 mm resp. 32 mm). Pokud je vzorek menší, než požaduje norma, tak pevnostní charakteristiky keramiky vykazují vyšší hodnotu, než pro případ normalizovaného vzorku. Je to způsobeno tím, že menší vzorek má menší objem, ve kterém je menší pravděpodobnost toho, že se v něm vyskytuje trhlina kritické délky, která způsobí destrukci.

Cíle habilitační práce, budou dosaženy s využitím výpočtové a experimentálního modelování, které je v této práci chápáno ve smyslu vymezení v [33] a [25].

Konkrétně bude ve výpočtovém modelování využita metoda konečných prvků (systém ANSYS) pro napjatostně deformační analýzu keramické hlavice s makrotvarovými i mikrotvarovými odchylkami kontaktních kuželových ploch hlavice s následnou kvantifikací pravděpodobnosti porušení s využitím Weibullové teorie nejslabšího článku.

Experimentální modelování bude využito při realizaci sady destrukčních zkoušek hlavice ve speciálním přípravku. V procesu zatěžování se s využitím odporové tenzometrie určí hodnoty přetvoření na vnější kulové ploše hlavice, které se následně s využitím výpočtového modelování použijí pro výpočet materiálových parametrů biokeramiky.

## 4. Modelování napjatosti v keramické hlavici kyčelní endoprotézy

Na začátku výpočtového modelování chování keramické hlavice kyčelní endoprotézy je třeba vytvořit systém veličin, obsahující na zvolené rozlišovací úrovni podstatné prvky a vazby objektu z hlediska řešeného problému na daném objektu [25]. Rozlišovací úroveň musí být vyšší než ta, která byla zvolena v disertační práci, aby došlo ke splnění cíle práce, kterým je zvýšení úrovně výpočtového modelování chování hlavice při testovacích podmínkách.

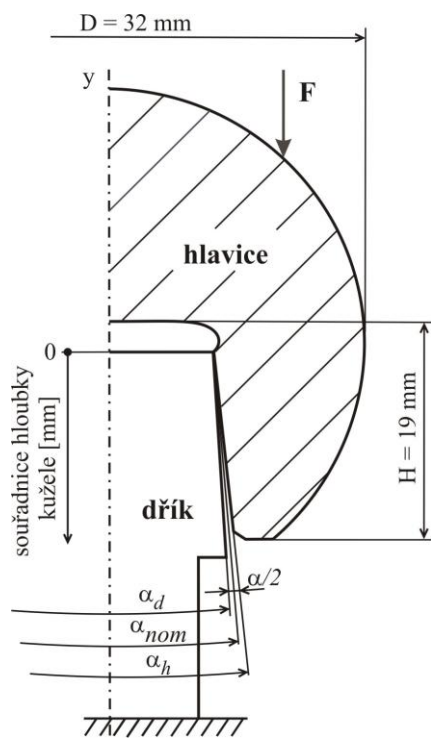
### 4.1. Vstupní parametry do výpočtového modelování

Modelovaná soustava se skládá ze dvou prvků: dřívku a hlavice (obr. 2a), a tedy i vstupní údaje (geometrické, materiálové, vazební a zatěžující) se budou dělit na dvě skupiny charakterizující jednotlivé prvky.

#### 4.1.1. Geometrické vstupní parametry

V lékařské praxi se v současnosti používají převážně keramické hlavice s vnějším průměrem  $D = 28$  mm, ale poněvadž k *in vivo* destrukcím došlo u keramických hlavice s vnějším průměrem  $D = 32$  mm, bude tento průměr použit ve výpočtovém modelování. Hloubka kuželového otvoru je  $H = 19$  mm a poměr maximálního a minimálního průměru kužele:  $D_1/D_2 = 12/14$  mm tzv. Eurokónus. Kužele dřívku i hlavice se vyrábějí podle normy ISO 3040 s nominálním úhlem  $\alpha_{nom} = 5^\circ 43' 30''$ .

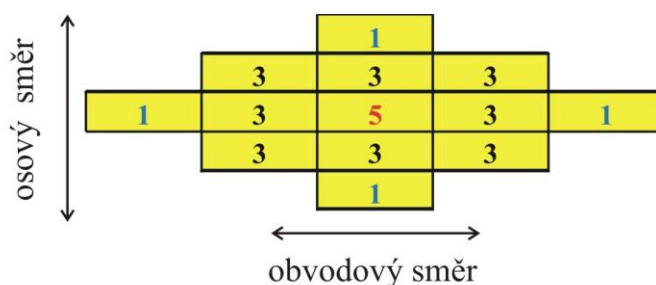
Ke geometrickým vstupním údajům patří také tvarové odchylky kontaktních kuželových ploch, jejichž vliv na napjatost v soustavě je velmi výrazný [16]. Uvedené tvarové odchylky jsou buď rotačně symetrické (různá kuželovitost) nebo prostorové s uvažováním modelové ovality, která se lokalizovala na určité oblasti po obvodu kužele. Jedním z cílů této práce je na *makrotvarovou*



Obr. 2: Model analyzované soustavy, zatížené dle ISO 7206-5 a měřicí zařízení IMS UMPIRE.

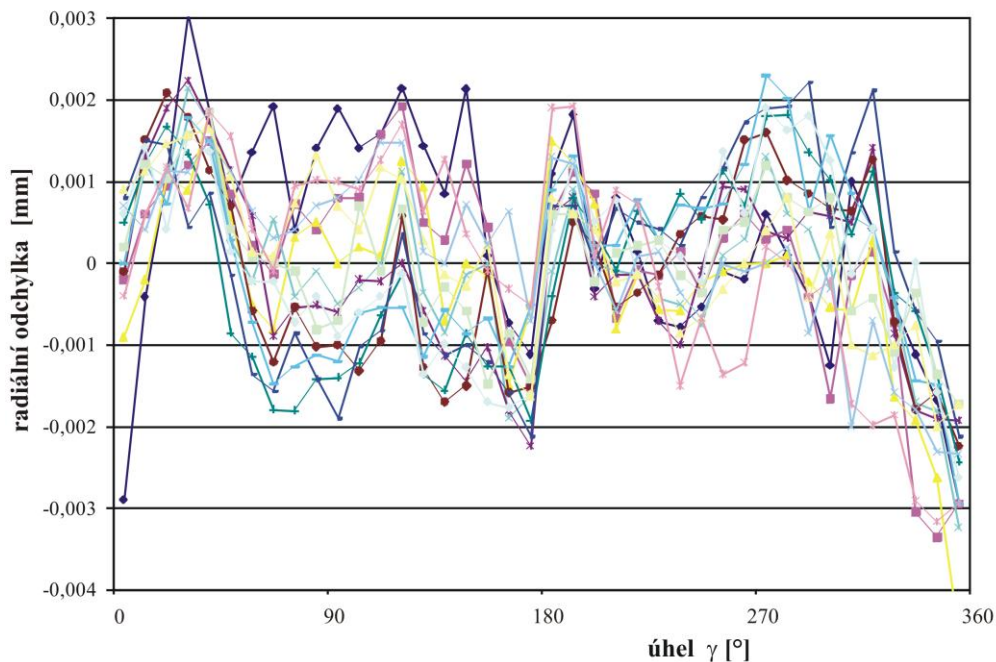
odchylku typu různá kuželovitost nasuperponovat **mikrotvarové** odchylky typu nekruhovitost kuželových řezů u obou komponent. Je třeba zdůraznit, že cílem nebylo zjistit drsnost kuželových ploch, ale v množině izolovaných bodů rovnoměrně rozmístěných po kuželové ploše zjistit tvarovou odchylku od ideálního kužele, k čemuž bylo potřeba použít automatické 3D měřicí zařízení – IMS UMPIRE, které vlastnil výrobce hlavice - Saint Gobain Advanced Ceramics, s.r.o. (obr. 2b).

Po prvotních potížích se mikrotvarové odchylky kuželových ploch hlavice a dříku podařilo změřit v rastru přibližně 1 x 1 mm, což odpovídalo 560 bodům na každém změřeném kuželi. Změřené tvarové odchylky obsahují měřicí šum, protože se pohybuje na hranici přesnosti měřicího zařízení. Cílem měření nebylo importovat do modelů MKP drsnost povrchu, ale charakteristický tvar kontaktní plochy, takže bylo třeba změřená data vyhladit, k čemuž bylo použito váhového průměrování, ke kterému se využily hodnoty změřených odchylek z okolních bodů (jak po obvodu, tak i po hloubce). Změřeným odchylkám z okolních bodů se přiřadily různé váhy (jejich velikost s rostoucí vzdáleností od upravovaného bodu klesala), jejichž nejvhodnější hodnoty jsou zobrazeny na obr. 3.

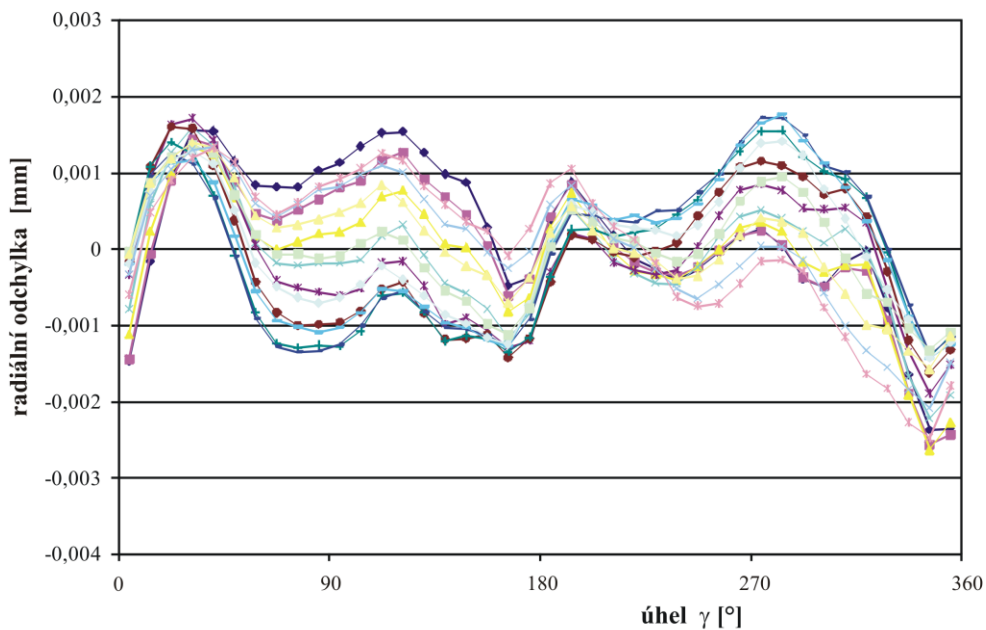


Obr. 3: Hodnoty vah přiřazené jednotlivým změřeným bodům v okolí analyzovaného bodu.

Na obr. 4 je znázorněn průběh původních (nefiltrovaných) radiálních odchylek v jednotlivých řezech kužele hlavice vykreslené v rozvinutém řezu (v závislosti na úhlu  $\gamma$ ) a na obr. 5 jsou znázorněny odpovídající vyhlazené radiální odchylky. Po odfiltrování šumu jsou tvarové odchylky připravené pro import do systému metody konečných prvků.



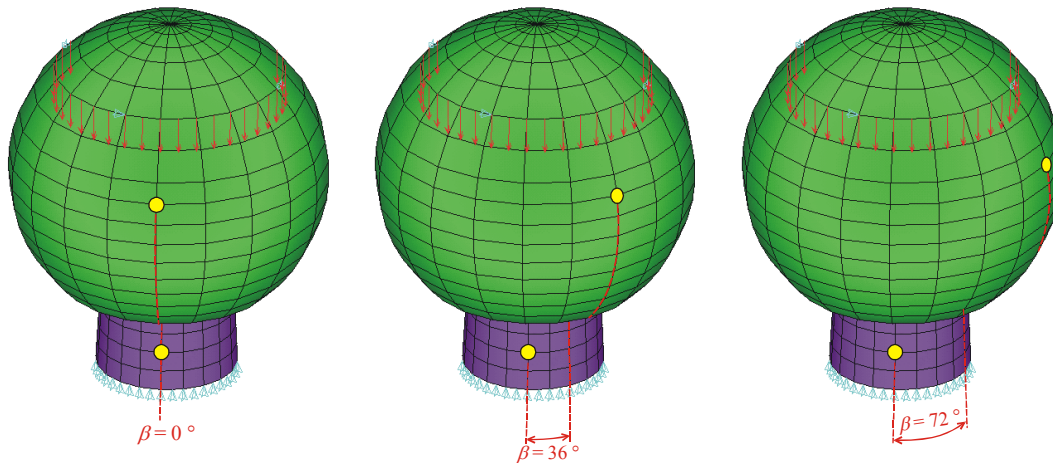
Obr. 4: Průběh nefiltrované odchylky kuželové plochy v radiálním směru pro jednotlivé řezy.



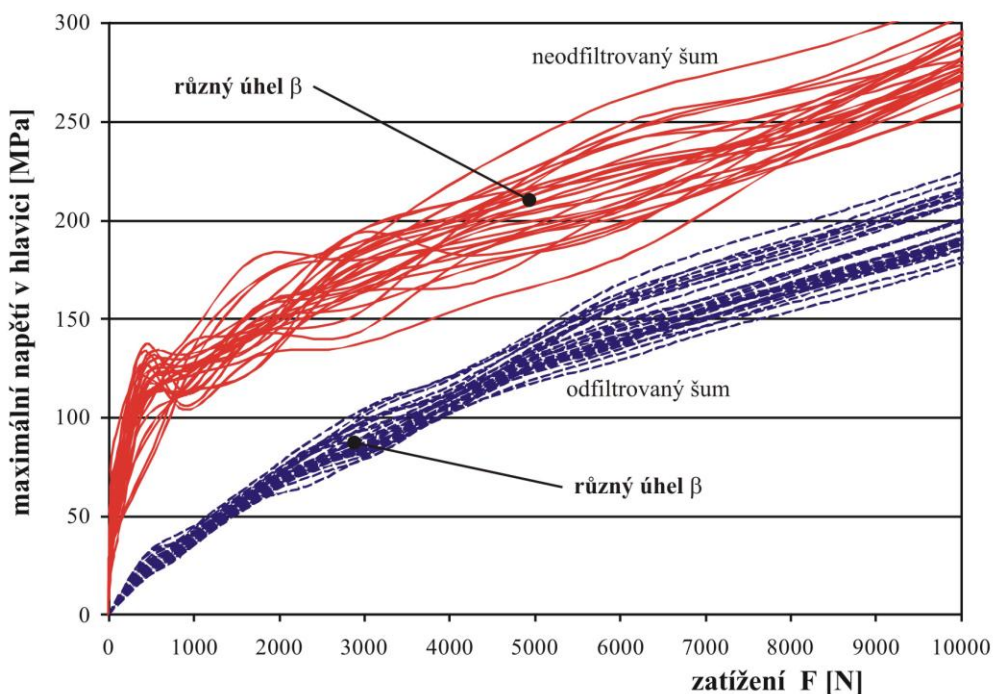
Obr. 5: Průběh filtrované odchylky kuželové plochy v radiálním směru pro jednotlivé řezy.

Výše uvedené odstranění šumu ze změřených dat bylo nutné i z důvodu věrohodnosti následné analýzy napětí v hlavici i pravděpodobnosti jejího porušení. Pokud tvarové odchylky se šumem budeme importovat do modelu hlavice a dříku a vypočteme napjatost v soustavě, obdržíme vysoké hodnoty maximálních tahových napětí v hlavici již pro nízké zatížení (obr. 7), z důvodu realizace kontaktu pouze v několika malých oblastech kuželové plochy, které jsou dány extrémně nevyhlazenými odchylkami (obr. 4).

Výslednou napjatost v soustavě může výrazně ovlivnit také proces implantace endoprotézy, při němž chirurg nasadí hlavici na kužel dřívku, který je již vsazen do femuru. Nasazení hlavice na kužel dřívku je náhodným procesem z hlediska vzájemné polohy hlavice vůči dřívku (ve smyslu natočení hlavice okolo osy soustavy, definované úhlem  $\beta$  – obr. 6). Pro posouzení vlivu náhodného nasazení hlavice na dřívku je nutné provést sadu výpočtů pro různou polohu hlavice na dřívku a následně posoudit, zda je tento parametr podstatný či nikoliv. Již první výsledky modelování chování hlavice ukazují, že tento parametr je významný a výsledek (napjatost nebo pravděpodobnost porušení hlavice) potom není popsán jednou křivkou, ale sadou křivek, které definují určitý pás (obr. 7), jehož šířka určuje variabilitu maximálního napětí v hlavici v závislosti na různé poloze hlavice vůči dřívku. Čím širší je pás křivek, tím větší je rozptyl hodnot maximálního napětí v hlavici v závislosti na různé poloze hlavice vůči dřívku.



Obr. 6: Znáornění různé polohy hlavice vůči dřívku, definované úhlem  $\beta$ .



Obr. 7: Maximální napětí v hlavici v průběhu zatěžování pro různou polohu hlavice vůči dřívku.

#### 4.1.2. Konstitutivní a lomové materiálové vstupní údaje

Analyzovaná soustava se skládá ze dvou těles - dříku a hlavice.

- Dřík endoprotézy v České republice vyrábějí firmy Beznoska, s.r.o. a Medin, a.s. Používaným materiálem jsou hlavně austenitické oceli (ISO 5832-1 nebo ISO 5832-9 [5]) nebo titanové slitiny Ti6Al4V (ISO 5832-3) [31] (viz tab. 1), přičemž každý z těchto typů materiálů vykazuje odlišné materiálové charakteristiky. U austenitické oceli dochází po překročení meze kluzu k výrazné plastifikaci, naopak titanové slitiny vykazují elastické chování, které je téměř lineární až do lomu. Dalším rozdílem je skutečnost, že titanové dříky mají přibližně poloviční hodnotu modulu pružnosti  $E$  ve srovnání s ocelovými.

Tab. 1: Materiálové charakteristiky dříku [5], [31].

Materiál	Norma	Modul pružnosti v tahu [MPa]	Poissonovo číslo [-]	Mez kluzu
Austenitická ocel FeCr18Ni14Mo3	ISO 5832-1	$2,1 \cdot 10^5$	0,3	$R_{p0,2} = 196$ MPa $R_{p1,0} = 235$ MPa
Korozivzdorná ocel (dusíkatá ocel na bázi FeNiCr)	ISO 5832-9	$2,1 \cdot 10^5$	0,3	$R_{p0,2}$ (žíhaná) min. 430 MPa
Titanové slitiny na bázi TiAl <sub>6</sub> V <sub>4</sub>	ISO 5832-3	$1,15 \cdot 10^5$	0,3	$R_e = 1070$ MPa

- U keramické hlavice je situace odlišná, jediným výrobcem v České republice byl původně DIAS Turnov, jehož biokeramickou část zakoupil v roce 1999 koncern Saint Gobain. Hlavice, jejichž destrukce *in vivo* vytvořily téma této práce, byly vyrobeny z korundové (hliníkové) keramiky na bázi Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, kterou lze uvažovat jako elastické kontinuum a pro napjatostně deformační analýzu charakterizovat modulem pružnosti  $E_h = 3,9 \cdot 10^5$  MPa a Poissonovým číslem  $\mu_h = 0,23$ .

V případě, že nás kromě napjatosti zajímá i pravděpodobnost porušení keramické hlavice, je nutné materiálové charakteristiky doplnit dalšími, které souvisí s mezním stavem křehkého porušení a vychází z Weibullové teorie nejslabšího článku. Konkrétně se jedná o Weibullův modul  $m$ , napětí  $\sigma_u$  a normalizovaná objemová pevnost  $\sigma_0$ . Detailní analýza těchto parametrů včetně jejich určování ze sady destrukčních zkoušek je popsána v kap. 5.2.

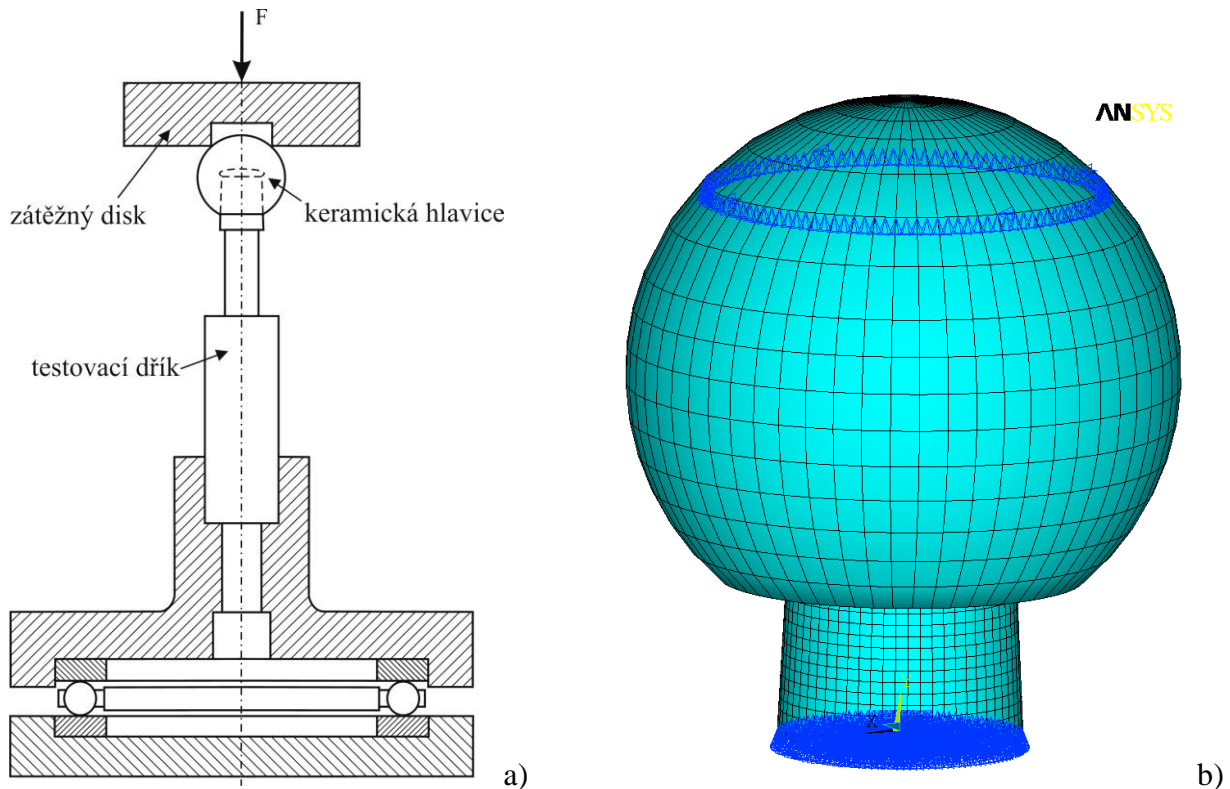
#### 4.1.3. Zatížení a vazby soustavy

Výpočtové modelování chování keramické hlavice se omezuje pouze na případ, který je definován normou ISO 7206-5 pro určování statické pevnosti keramických hlavic. Důvodem tohoto zjednodušení je skutečnost, že fyziologické zatížení kyčelní endoprotézy se v procesu chůze mění, jak z hlediska velikosti, tak i směru jeho působení, což vytváří další skupinu parametrů, které ovlivní výsledné chování hlavice. Primárním cílem je posoudit vliv mikro a makrotvarových odchylek kuželových ploch na napjatost a pravděpodobnost porušení hlavice. V případě uvažování fyziologického zatížení, které se v průběhu kroku mění, by bylo nutné zatížení doplnit o další varianty, které by pro danou vzájemnou polohu mikrotvarových odchylek posuzovaly vliv různé velikosti a směru zatížení, což by řešený problém velmi rozšířilo. Z tohoto důvodu budou zatížení a vazby soustavy v souladu s normou ISO 7206-5 – spodní konec dříku je upevněn ve speciálním přípravku, který zamezuje jak osový, tak i podélný posuv (obr. 8a), což bylo modelováno předepsáním nulových posuvů na spodní části dříku. Poněvadž je hlavice s dříkem spojena pouze

pomocí kontaktních prvků, bylo nutné zamezit rotaci hlavice, čehož se docílilo přidáním čtyř vazeb po  $90^\circ$ , které zamezovaly její obvodový posuv – obr. 8b.

Ve všech prezentovaných případech je uvažováno elastické Coulombovo tření charakterizované součinitelem tření  $f = 0,15$ , což je hodnota, která byla získána ze srovnání výsledků výpočtového a experimentálního modelování v rámci disertační práce [16].

Konfigurace soustavy dle normy ISO 7206-5 umožňuje soustavu zatížit deformačně ve směru osy soustavy v místech, v nichž dochází ke kontaktu mezi zátěžným diskem a keramickou hlavici viz obr. 8b. Síla odpovídající realizovanému deformačnímu zatížení se následně určí jako styková síla v místech předepsaného deformačního zatížení. Deformační zatížení je použito z důvodu snížení časové náročnosti výpočtu.



Obr. 8: Uspořádání experimentu dle ISO 7206-5 a okrajové podmínky a zatížení soustavy.

## 4.2. Použitý software a hardware

Pro výpočtové modelování chování hlavice kyčelní endoprotézy bylo využito numerické metody konečných prvků. V procesu řešení byl použit programový systém ANSYS verze 5.7 až 13.0, který je na pracovišti k dispozici. Tento software umožňuje výpočtové modelování napjatosti a deformace v analyzované soustavě pro případ kontaktní elasto-plastické úlohy. Výpočet pravděpodobnosti porušení byl prováděn mimo systém MKP a to z časových důvodů.

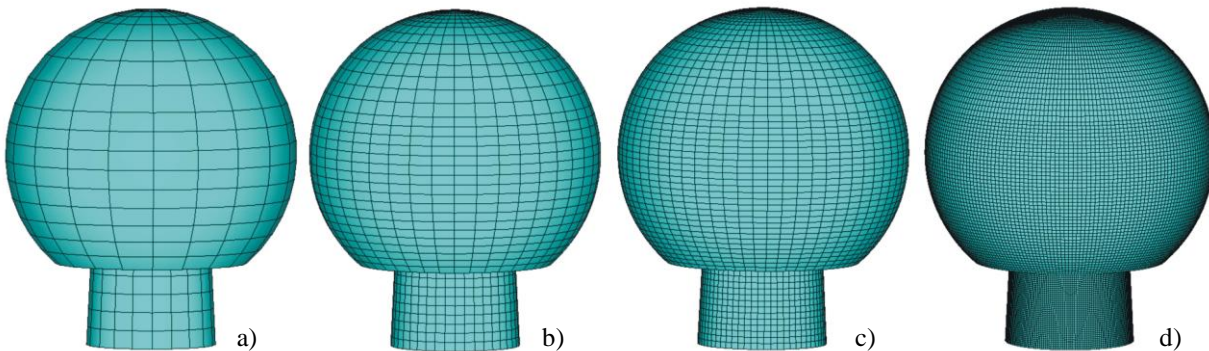
Modelování se provádělo na klasických PC, vlastní výpočty, které byly časově náročné, se prováděly na různých počítačích od PC - 486 s 8 MB RAM a výpočetní stanici Power Challenge L s 8-mi procesory v roce 2001 po výpočtový cluster ÚMTMB FSÍ v roce 2011.

Pro diskretizaci dříku i hlavice byl použit prostorový 20-ti uzlový prvek, jehož starší verze má označení SOLID95, novější verze pak SOLID186 [2]. Tento prvek má v každém uzlu 3 stupně volnosti (UX, UY a UZ) a podporuje různé nelinearity, z nichž v řešené úloze jsou pro některé varianty využity materiálové nelinearity.

Spojení hlavice a dříku bylo realizováno pomocí kontaktních prvků CONTACT174 a TARGE170, jejichž vlastnosti a parametry se neměnily a zůstaly v původním nastavení [2]. Byl použit tzv. symetrický kontakt, což znamená, že byly vytvořeny dva páry prvků CONTACT-TARGET. Pro první pár byly prvky typu CONTACT aplikovány na kužel hlavice a prvky typu TARGET na kužel dříku. Pro druhý pár to bylo provedeno opačně – prvky typu CONTACT byly aplikovány na kužel dříku a prvky typu TARGET na kužel hlavice.

#### 4.2.1. Testování hustoty diskretizace

Napjatost i deformace určené metodou konečných prvků jsou závislé jednak na typu báze funkce (v prezentovaném případě se jedná o funkci kvadratickou) a na hustotě diskretizace analyzované soustavy. Z tohoto důvodu byla provedena citlivostní analýza vlivu hustoty diskretizace na napjatost v soustavě. Jako nejhrubší byla na kontaktní kuželové ploše zvolena s velikostí prvků 2 mm, se vzdáleností uzlů 1 mm, což odpovídá hustotě sítě změřených bodů na zařízení IMPS UMPIRE. Jemnější hustota diskretizace byla s velikostí prvků 1 mm, třetí testovaná hustota měla velikost prvků 0,66 mm a nejjemnější hustota diskretizace, která byla použita pouze pro testování a měla velikost prvků 0,2 mm. viz obr. 9.



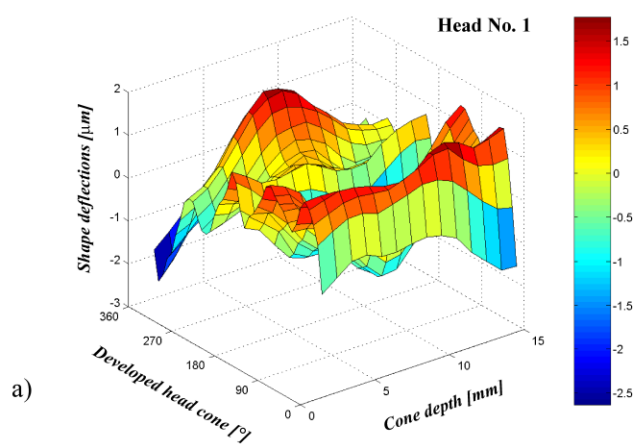
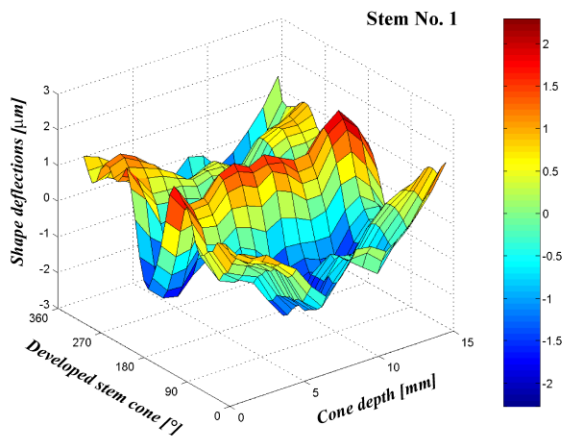
Obr. 9: Testované hustoty diskretizace soustavy.

Z analýzy hodnot normálových a smykových napětí v uzlu na kontaktní kuželové ploše hlavice pro různé hustoty diskretizace vyplývá, že dostatečně jemnou je hustota diskretizace, odpovídající vzdálenosti uzlů 0,33 mm (obr. 9c), další zjemňování sítě již nevede k výraznému zpřesnění vypočtených hodnot napětí.

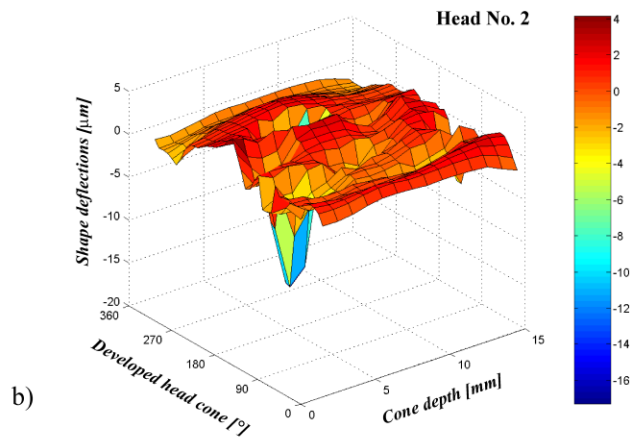
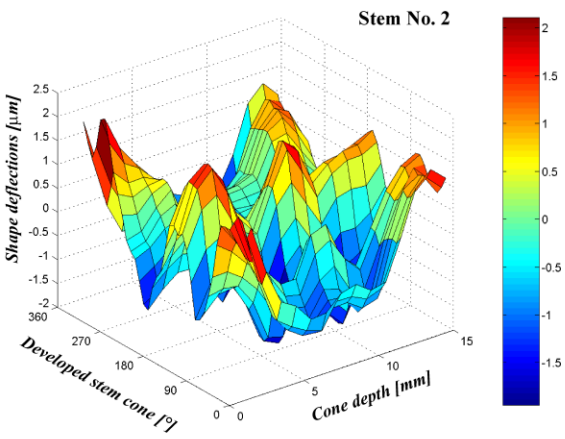
### 4.3. Výsledky výpočtového modelování napjatosti v hlavici

#### 4.3.1. Vliv mikro a makrotvarových odchylek

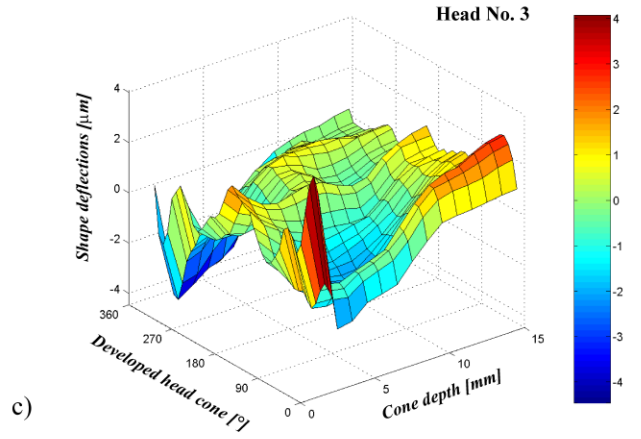
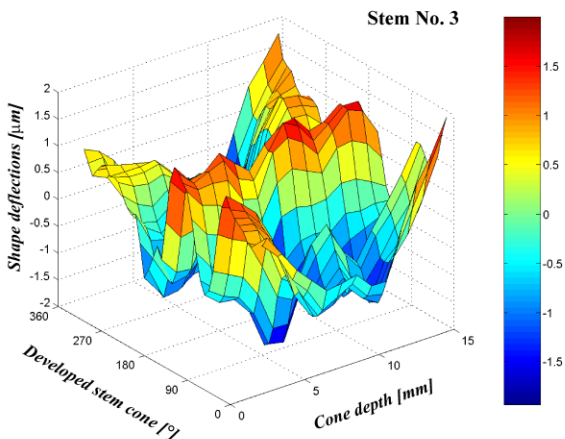
Analýza napjatosti ve třech hlavicích nasazených na dřík (s uvažováním makro i mikro tvarových odchylek – obr. 10) byla publikována v časopise Engineering Mechanics v roce 2003 [18]. U hlavice č. 2 (obr. 10b) byla změřena na povrchu výrazná lokální odchylka o velikosti  $-17 \mu\text{m}$ . Tato odchylka způsobuje rychlý nárůst tahových hodnot v hlavici již při nízkých hodnotách zatížení (obr. 11b), čímž dochází k posunu této křivky od varianty, která uvažuje pouze makrotvarovou odchylku (VAR. CONINITY). Šířka pásu, který křivky vytvářejí, je ve srovnání s ostatními páry menší, protože při libovolné poloze hlavice vůči dříku dochází ke kontaktu vždy na zmíněné výrazné lokální odchylce, což dokumentují izoplochy prvního hlavního napětí na obr. 11b.



a)



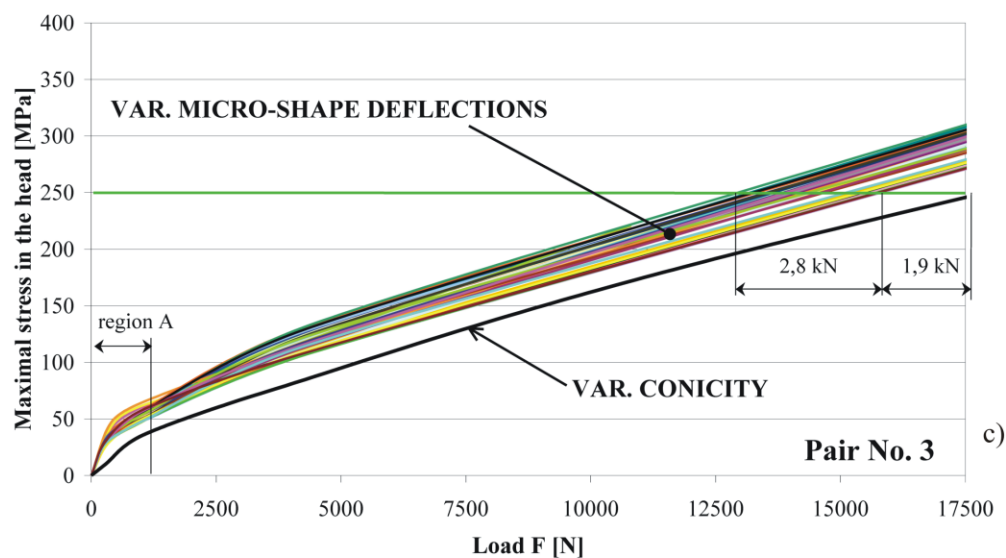
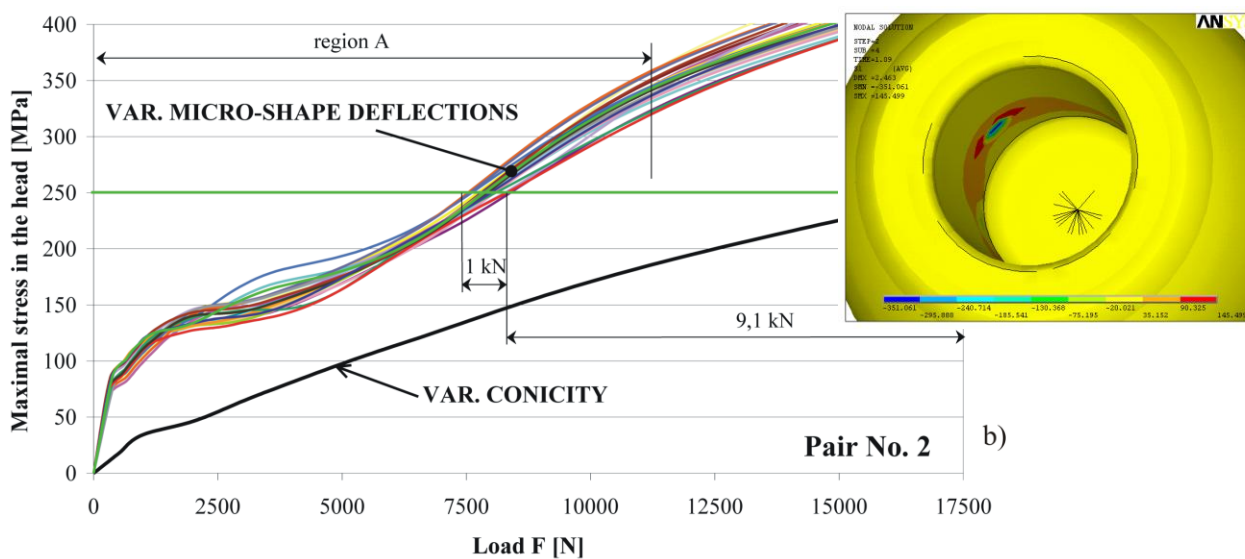
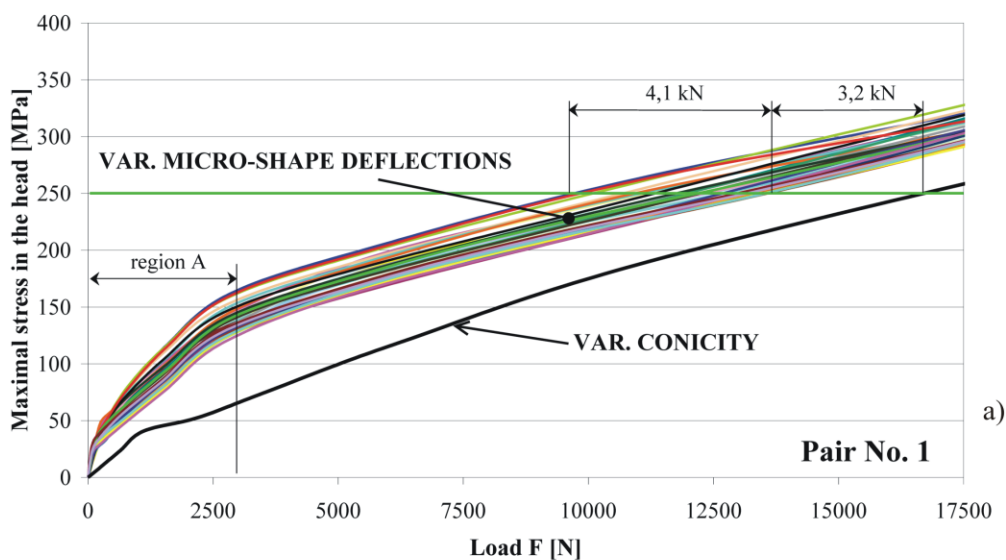
b)



c)

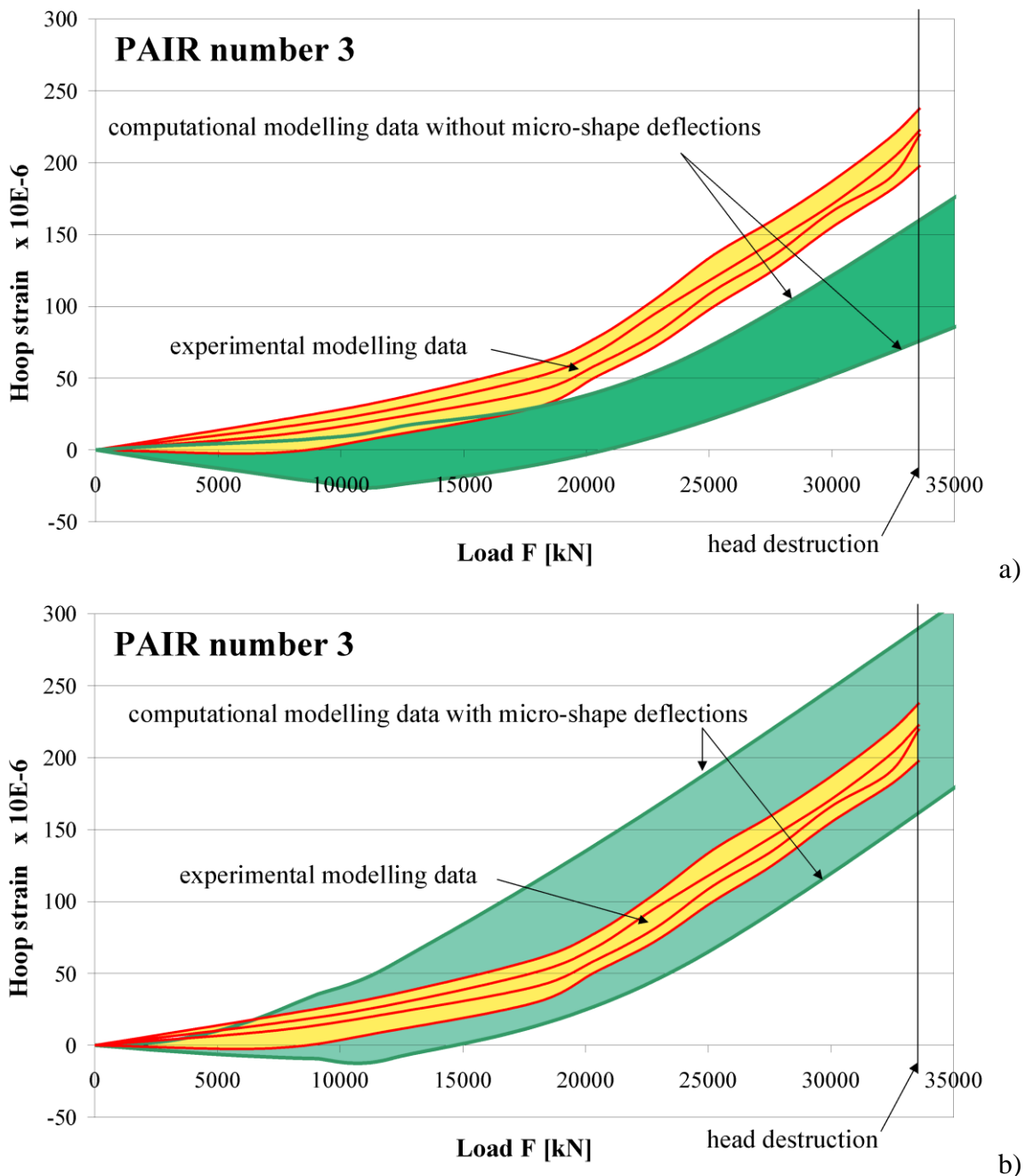
Obr. 10: Odchytky od ideálních kuželových ploch tří párů hlavic a dřívků [18].





Obr. 11: Průběh maximálního napětí v hlavici u tří analyzovaných párů hlavice a dřívů [18] s detailem izoplochy prvního hlavního napětí v hlavici pro pár č. 2 [17].

V další části tohoto článku [18] je provedeno srovnání experimentálních výsledků obvodových přetvoření na vnější kulové ploše hlavice s výsledky získanými výpočtově (jsou řešeny dvě varianty, konkrétně se jedná o pár č. 3 (obr. 10c), jedna varianta uvažuje pouze makrotvarové odchylky, druhá varianta uvažuje jak makro, tak i mikrotvarové odchylky). Pokud jsou uvažovány pouze makrotvarové odchylky, tak se pásy hodnot přetvoření určené experimentálně a výpočtově téměř nepřekrývají (obr. 12a). V případě, že do výpočtového modelu zahrneme i mikrotvarové odchylky, je soulad experimentálních a výpočtových výsledků podstatně lepší (obr. 12b). Tím tento soulad potvrzuje vhodné hodnoty vah při filtraci šumu u změřených hodnot mikrotvarových odchylek (obr. 3 na str. 9).

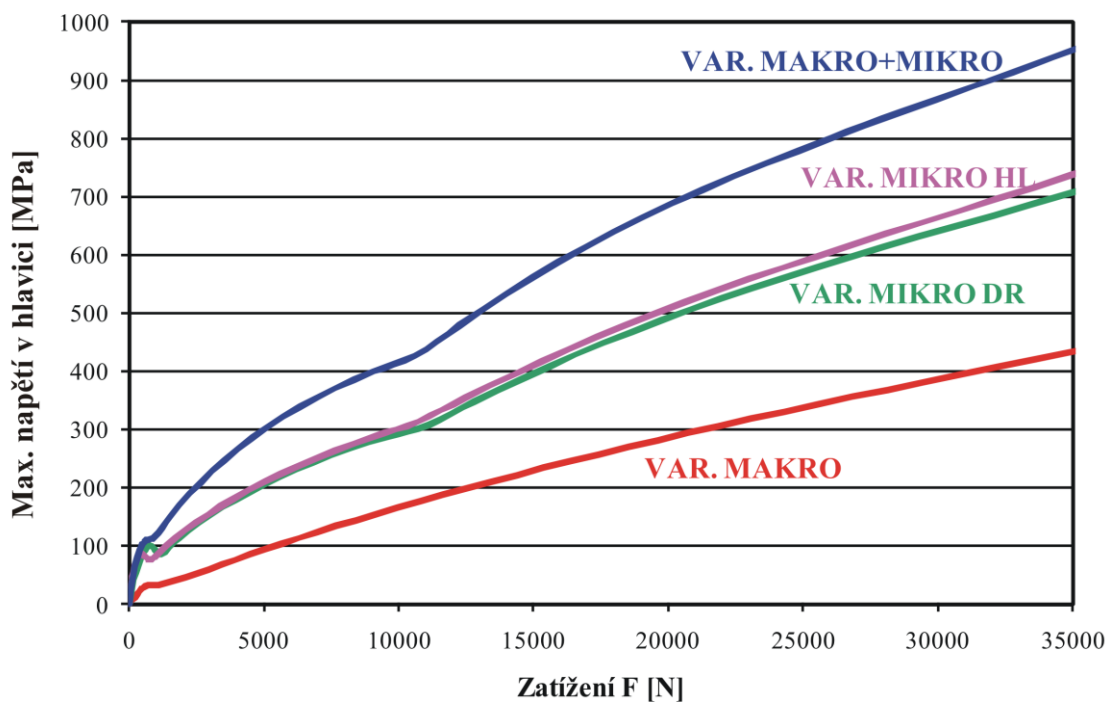


Obr. 12: Průběh experimentálně a výpočtově získaného obvodového přetvoření na hlavici pro pár č. 3 v průběhu zatěžování pro: a) uvažovány pouze makrotvarové odchylky, b) uvažovány jsou jak makro tak i mikrotvarové odchylky od kuželových ploch hlavice a dřívku [18].

Na konferenci Engineering Mechanics 2005 [19] byla mimo jiné řešena otázka, zda jsou podstatnější mikrotvarové odchytky na dříku či na hlavici. Na obr. 13 je vykreslen průběh maximálního napětí v hlavici v závislosti na zatížení pro 4 případy:

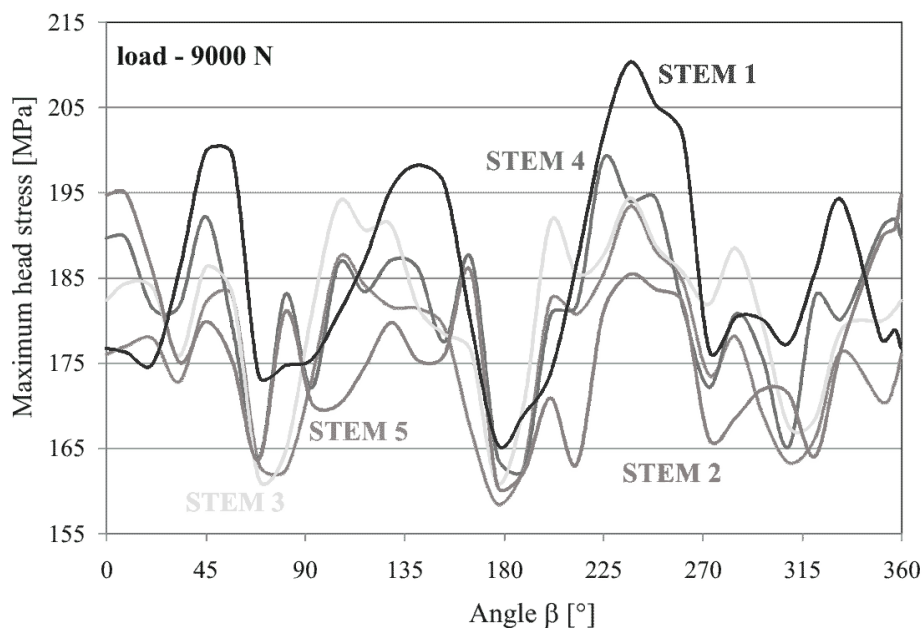
- dřík i hlavice jsou s mikrotvarovými odchytkami (VAR.MAKRO+MIKRO),
- pouze dřík je s mikrotvarovými odchytkami (VAR.MIKRO DR),
- pouze hlavice je s mikrotvarovými odchytkami (VAR.MIKRO HL),
- dřík i hlavice jsou bez mikrotvarových odchylek (VAR.MAKRO).

Z obr. 13 je vidět, že mikrotvarové odchytky posouvají křivky k nižším hodnotám zatížení, takže pokud tyto tvarové odchytky v modelu neuvažujeme, dopouštíme se výrazné chyby při analýze napjatosti v hlavici. Pokud uvažujeme mikrotvarové odchytky pouze na hlavici nebo pouze na dříku, tak se  $\sigma_{\max}$  v hlavici nachází přibližně uprostřed mezi limitními variantami (VAR.MAKRO a VAR.MAKRO+MIKRO).

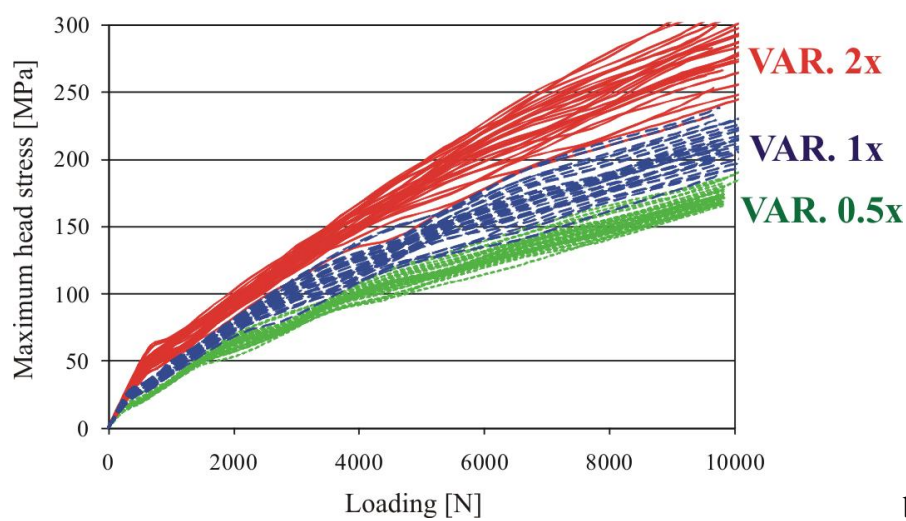
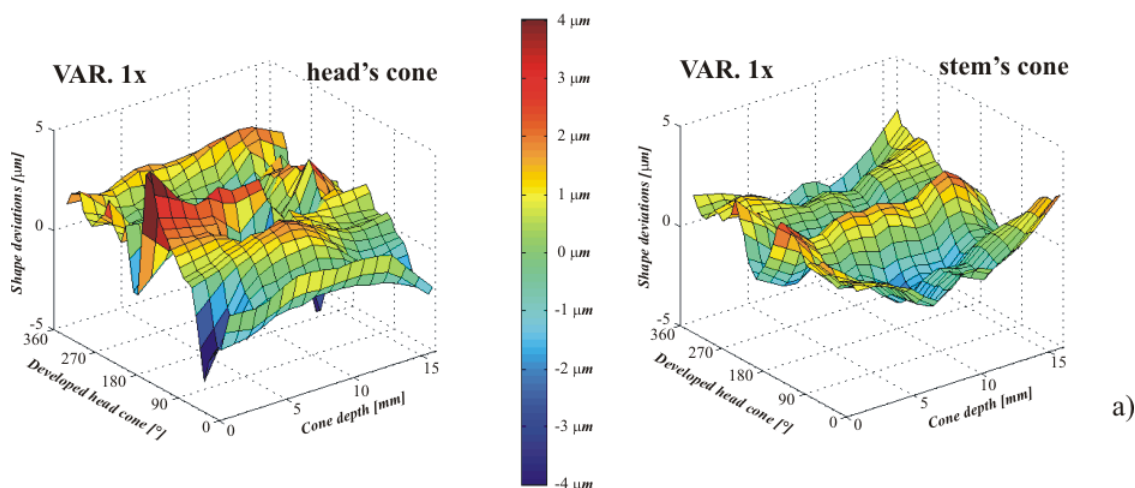


Obr. 13: Průběh maximálního napětí v hlavici pro různé případy uvažovaných makro a mikrotvarových odchylek [19].

Průběh maximálního napětí v keramické hlavici v závislosti na vzájemné poloze hlavice vůči dříku (úhel  $\beta$  na obr. 6) pro dané zatížení byl analyzován v příspěvku na kongresu WCB 2010 [24]. Z obr. 14 je vidět, že existují určité „nevhodné“ polohy hlavice vůči dříku ( $\beta = 45^\circ$ ,  $140^\circ$  a  $237^\circ$ ), v nichž dochází ke zvýšení tahové napjatosti v hlavici v průběhu celého zatěžování [24], ale i v případě, že hlavici nasadíme na jiný dřík. Napjatost v hlavici je v tomto případě nejvýrazněji ovlivněna tvarovou odchylkou, která se nachází na kuželi hlavice (tvarová odchylka na kuželi dříku je méně významná).



Obr. 14: Průběh maximálního napětí v hlavici nasazenou na pět různých dřívků v závislosti na různé poloze hlavice vůči dřívku [24].

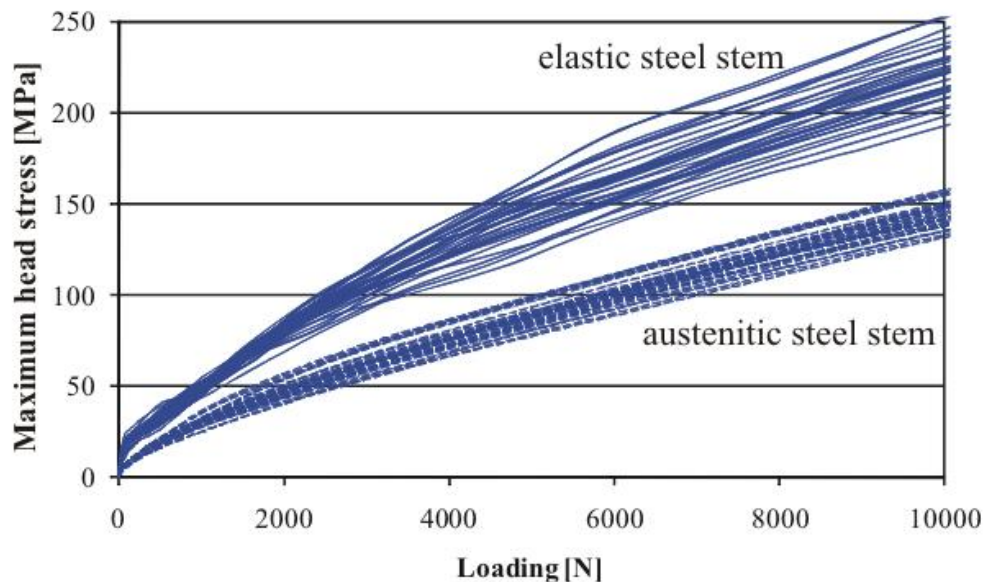


Obr. 15: Mikrotvarové odchylky kužele hlavice a dřívku, průběh maximálního napětí v hlavici pro různé velikosti mikrotvarových odchylek [23].

Výsledky testování proměnnosti velikosti a rozložení tvarových odchylek kuželových ploch byly prezentovány na konferenci MEDICON 2010 [23]. Na obr. 15a jsou znázorněny původní tvarové odchylky kuželové plochy hlavice a dřívku (VAR. 1x). S rostoucí velikostí mikrotvarových odchylek dochází k růstu i tahových extrémních hodnot v hlavici, jak je znázorněno na obr. 15b (dvojnásobná velikost tvarových odchylek (VAR. 2x) ve srovnání s původními hodnotami (VAR. 1x)) a naopak s poklesem velikosti odchylek dochází ke snížení napjatosti (VAR. 0.5x na obr. 15b). Nejcitlivějším místem kuželové plochy z hlediska přítomnosti mikrotvarových odchylek je oblast v okolí nejmenšího poloměru [23]. Tento výsledek je logický, protože v této oblasti dochází ke kontaktu mezi hlavicí a dřívkem už od začátku zatěžování (úhel kužele hlavice je větší než úhel kužele dřívku).

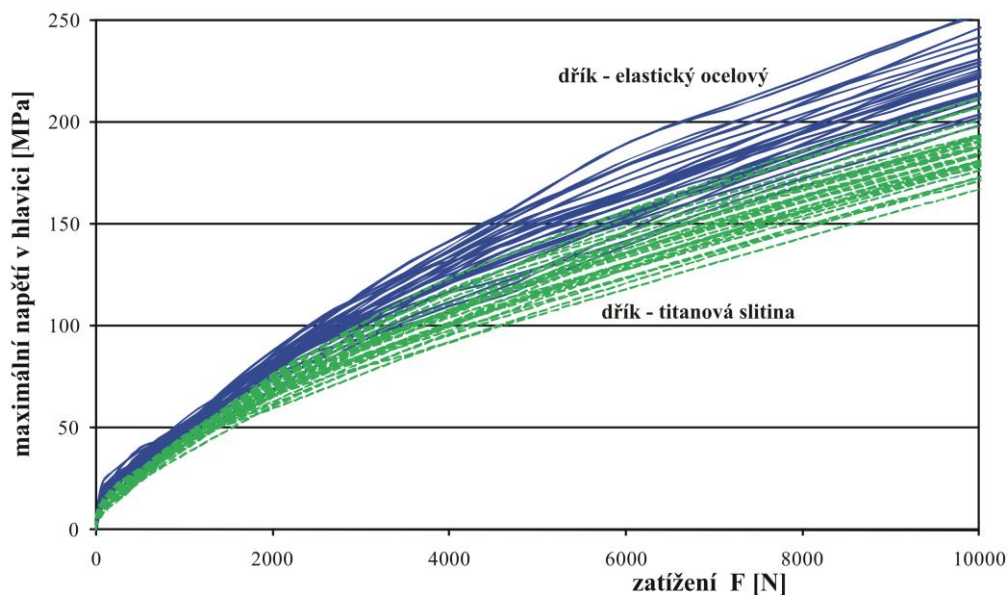
#### 4.3.2. Vliv materiálových charakteristik

Na konferenci Human Biomechanics 2008 [21] jsou publikovány výsledky výpočtového modelování chování hlavice pro dva typy materiálu dřívku – elastický a elasto-plastický (austenitický materiál – dle ISO 5832-1). V případě, že je hlavice nasazena na dřívku z elasto-plastického materiálu, dojde v důsledku plastifikace k přizpůsobení kontaktní plochy dřívku a hlavice a tím ke snížení extrémní tahové napjatosti v hlavici ve srovnání s hlavicí, která je nasazena na dřívku elastický obr. 16.



Obr. 16: Průběh maximálního napětí v hlavici nasazené na dřívku z elastického nebo elasto-plastického materiálu [21].

Pro výrobu dřívku kyčelní endoprotézy se také používají titanové slitiny, které mají nižší hodnotu modulu pružnosti než ocelový materiál (viz tab. 1 na str. 12) a chovají se téměř elasticky. Pro tuto kombinaci materiálů obdržíme průběh maximálního napětí v hlavici v průběhu zatěžování znázorněný na obr. 17 (srovnání elastický ocelový materiál dřívku versus titanová slitina). Je vidět, že z důvodu nižší hodnoty modulu pružnosti  $E$  titanové slitiny dochází k poklesu maximálních hodnot napětí v hlavici opět z důvodu přizpůsobení kontaktního kužele dřívku, který je podstatně méně tuhý než keramický materiál. Toto přizpůsobení je však způsobené pouze elastickými deformacemi na rozdíl od plastické deformace u austenitického dřívku, a proto je pokles hodnot napětí nižší než u austenitického dřívku obr. 16.



Obr. 17: Průběh maximálního napětí v hlavici v závislosti na zatížení pro dva materiály dříku.

#### 4.3.3. Shrnutí analýzy napjatosti v hlavici

V předcházejících dvou kapitolách byly provedeny analýzy vlivu jednotlivých geometrických a materiálových parametrů na napjatost a deformaci soustavy hlavice-dřík. Celkově lze říci, že pokud zanedbáme mikrotvarové odchylky na kuželech dříku a hlavice, dopustíme se výrazné chyby z hlediska napjatosti v soustavě. U samosvorného spojení hlavice a dříku dochází ke kontaktu v oblasti nejmenšího průměru kužele, a proto mikrotvarové odchylky v této oblasti nejvíce ovlivňují tahovou napjatost v hlavici.

Pozitivní vliv na snížení napjatosti v hlavici má použití dříku, jehož materiál se bude v procesu zatěžování plastizovat (např. austenitická ocel ISO 5832-1 – s výraznou plastifikací při relativně nízké hodnotě napětí  $R_{p0,2} = 196$  MPa a  $R_{p1,0} = 235$  MPa) a tím částečně eliminovat negativní vliv tvarové odchylky. Druhou možností je použít pro dřík materiál s nižší hodnotou modulu pružnosti, než má ocel (např. titanové slitiny na bázi  $TiAl_6V_4$  ISO 5832-3 s vysokou hodnotou meze kluzu  $R_e = 1070$  MPa), který je opět schopen eliminovat tvarové odchylky elastickou deformací kužele dříku. Nejméně vhodným materiálem je korozivzdorná ocel s vysokou mezí kluzu (dusíkatá ocel dle ISO 5832-9  $R_{p0,2}$  (žihaná) = min. 430 MPa).

## 5. Analýza pravděpodobnosti porušení keramické hlavice

### 5.1. Pravděpodobnost porušení keramického materiálu

Převážná většina keramických materiálů se při statickém i dynamickém zatěžování chová křehce a vykazují až do lomu lineární závislost mezi napětím a deformací. Keramický materiál se na jedné straně vyznačuje vysokou odolností matrice vůči deformaci (vysoká hodnota modulu pružnosti  $E$ ) a na straně druhé nízkou hodnotou lomové houževnatosti  $K_I$ . Její nízká hodnota úzce souvisí právě s odporem proti deformaci. Na čele trhliny, kde dochází k výrazné koncentraci napětí, je plastická deformace omezena již zmíněným vysokým odporem vůči deformaci. Naakumulovaná elastická energie, která by se v případě plastifikace čela trhliny změnila právě na plastifikaci,

se u keramických materiálů změni na energii šíření trhliny. Situace je o to nepříznivější, neboť keramické materiály vždy obsahují určité trhliny a vady – při technologii slinování mohou vznikat ostré póry o velikosti zrn, při ochlazování keramiky mohou vznikat zbytková tahová napětí, která přispívají k iniciaci mikrotrhlin. Povrchové trhliny mohou vznikat i za provozu součástí vyrobených z keramiky v důsledku koroze (často způsobená vodou) a abraze.

Pro keramiku je typické, že její pevnost ať v tahu či ohybu není vzhledem k velkému rozptylu reprezentována jedinou hodnotou, ale je vyjádřena statistickým rozložením hodnot pevnosti. Tento fakt je dán výskytem nejrůznějších defektů a trhlin, které jsou pro keramický materiál charakteristické, a nízkou lomovou houževnatostí, tedy nízkým odporem materiálu proti jejich šíření. Pevnost pak není charakteristikou materiálu, ale závisí na velikosti a distribuci trhlin a na lomové houževnatosti. Pevnostní chování keramického materiálu lze nejčastěji popsat Weibullovým pravděpodobnostním modelem, který vychází z teorie „nejslabšího článku“ [9]. Nejjednodušší Weibullův model určující pravděpodobnost porušení keramické komponenty uvažuje při výpočtu pouze první hlavní napětí a je definován vztahem:

$$P_f = 1 - e^{-\int_V \left(\frac{\sigma - \sigma_u}{\sigma_o}\right)^m dV}, \quad \sigma > \sigma_u, \quad (1)$$

kde:  $V$  - objem namáhaného materiálu,  $\sigma$  - napětí působící v objemu  $dV$ ,  $\sigma_u$  - napětí, pod jehož hodnotou nedochází k porušení materiálu,  $\sigma_o$  - normovaná objemová pevnost a  $m$  - Weibullův modul.

Hodnoty  $m$ ,  $\sigma_u$ ,  $\sigma_o$  je možné považovat za materiálové charakteristiky, které však mohou být různé uvnitř tělesa a na jeho povrchu, což závisí na použité technologii výroby a zejména na způsobu a kvalitě jeho opracování. V praxi se často používá konzervativního výpočetního postupu, u kterého se uvažuje, že napětí  $\sigma_u = 0$  MPa, tedy na porušení tělesa mají vliv všechna tahová napětí  $\sigma_1$  [36]. Tím přejde 3-parametrický model na model 2-parametrický. Hodnota Weibullova modulu  $m$  souvisí s rozptylem hodnot pevnosti [28]; nízká hodnota  $m$  znamená široký interval hodnot pevnosti a tím i větší pravděpodobnost výskytu „slabého článku“ a obráceně. Hodnotu  $m$  může ovlivnit velký gradient napětí v tělese např. u kontaktu [15]. Posledním parametrem je normovaná pevnost objemové jednotky  $\sigma_o$ .

V případě, že je napjatost určena numericky, potom se pravděpodobnost porušení určí také numericky a vychází z rovnice (1), která se přepíše z diferenciálního tvaru do tvaru diferenčního

$$P_f = 1 - e^{-\sum_{i=1}^n \left(\frac{\sigma_i - \sigma_u}{\sigma_o}\right)^m \Delta V_i}, \quad \sigma_i > \sigma_u, \quad (2)$$

kde:  $\sigma_i$  – první hlavní napětí působící v objemu  $\Delta V_i$ ,  $n$  – počet prvků, na které je hlavice rozdělena (odpovídá diskretizaci v systému ANSYS),  $\sigma_u$ ,  $\sigma_o$  a  $m$  – materiálové charakteristiky keramického materiálu.

## 5.2. Určení materiálových charakteristik keramiky

Pravděpodobnost porušení keramické komponenty závisí jednak na napjatosti a objemu, ve kterém napětí působí, a také i na materiálových charakteristikách keramického materiálu. Z tohoto důvodu je třeba, aby obě tyto skupiny vstupních údajů byly na srovnatelné kvalitativní úrovni. Problematice napjatosti se věnovala kap. 4. a zbývá se tedy zabývat problematikou materiálových parametrů použité korundové biokeramiky.

### 5.2.1. Určení materiálových charakteristik ze zkoušek 3-bodovým ohybem

V rámci disertační práce [16] byly materiálové charakteristiky biokeramiky určovány na základě metod uvedených v [9], [30], [32]. Pro jejich určení je třeba provést sadu destrukčních zkoušek 3-bodovým nebo 4-bodovým ohybem vzorků, které jsou vyřezány přímo z keramické součásti. Zkouška 4-bodovým ohybem je vhodnější, protože hodnoty maximálního napětí se lokalizují do podstatně větší oblasti, než u zkoušky 3-bodovým ohybem (pravděpodobnost porušení závisí i na objemu, ve kterém napětí působí a tedy je vhodnější, aby se ve vzorku napjatost lokalizovala do větší oblasti). Rozměry zkušebních vzorků jsou normalizované, protože s klesajícími rozměry vzorku klesá i objem materiálu, ve kterém se může vyskytovat trhлина, která způsobí destrukci vzorku [34], [39] (vztahem mezi velikostí vzorku a hodnotou Weibullova modulu se zabývá [12]). To tedy znamená, že pokud bude mít vzorek menší rozměry, než udává norma, určené materiálové charakteristiky budou vykazovat vyšší hodnotu pevnosti (vyšší hodnotu  $\sigma_u$  a  $\sigma_o$ ) ve srovnání s případem, ve kterém budou rozměry vzorku dle normy. Nejmenší délka vzorku dle různých norem (americké MIL STD 1942 resp. její novější verze ASTM C 1161, německé DIN 51-110-1, či francouzské B41-104 [3]) je 20 mm, ale z keramické hlavice bylo možné vyřezat vzorky s délkou pouze 10 mm (průřez vzorku byl 2,5 x 2,5 mm). Celkem bylo vyřezáno 53 vzorků, které byly destruovány 3-bodovým ohybem na TU v Liberci.

Postup získání materiálových charakteristik je popsán v disertační práci [16]. Získané materiálové charakteristiky pro 2-parametrický a 3-parametrický Weibullův model jsou uvedeny v tab. 2.

Tab. 2: Materiálové charakteristiky keramiky určené ze zkoušky 3-bodovým ohybem [16].

Materiálové parametry keramiky	2-param. Weibull	3-param. Weibull
napětí $\sigma_u$ [MPa]	0	250
Weibullův modul $m$	7,19	3,2
objemová pevnost $\sigma_o$ [MPa.m <sup>3/m</sup> ]	473,8	238,7

### 5.2.2. Určení materiálových charakteristik z destrukčních zkoušek keramických hlavic

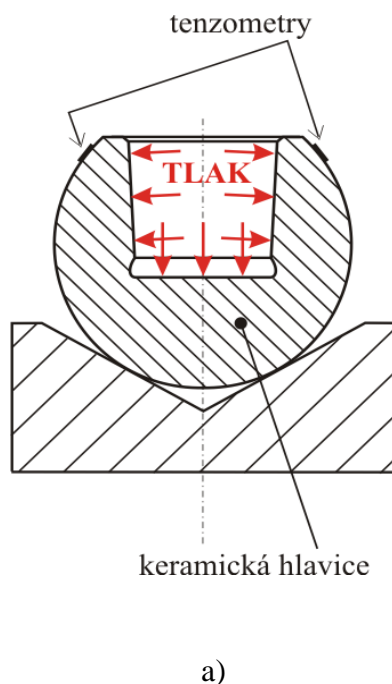
Určování materiálových charakteristik ze zkoušek 3-bodovým nebo 4-bodovým ohybem je spojeno s nutností vyrobit zkušební vzorky, nejlépe vyřezat přímo ze součástí, ale na povrchu vzorku se nesmí vytvořit žádné dodatečné vady, které by ovlivnily hodnoty materiálových charakteristik. Povrch vzorku by proto měl být leštěn, takže tento způsob určování materiálových parametrů je časově i finančně náročný. Z keramické hlavice není možné vyřezat vzorek normalizovaných rozměrů, a proto se hledal jiný způsob určování materiálových charakteristik. Jednou z možností se jeví realizace destrukcí celých keramických součástí (v našem případě keramických hlavic totální kyčelní endoprotézy). Způsob určování materiálových charakteristik bude shodný s předcházejícím případem s tím rozdílem, že napjatost v destruovaném tělese nebude popsána analyticky, ale bude určena numericky.

Na začátku bylo třeba navrhnout způsob zatěžování keramické hlavice, aby v ní vznikla tahová napjatost, která však nebude ovlivněna mikro a makrotvarovými odchylkami kuželové plochy. Nejvhodnějším zatížením, které uvedenou podmínku splňuje, je rovnoměrné působení tlaku ve vnitřním otvoru hlavice (obr. 18a). Tím v hlavici vznikne tahové obvodové napětí, podobné případu, kdy je hlavice zatlačována na dřík, ale tvarové odchylky přítomné na kuželové ploše napjatost neovlivní.



Pro navržený způsob zatěžování hlavice bylo vyrobeno destrukční zařízení (obr. 18b), do kterého se hlavice vložila. Detailní popis tohoto zařízení byl publikován na konferenci Engineering Mechanics 2006 [20].

Původním parametrem, který měl popisovat okamžik destrukce hlavice, měla být síla působící na píst v přípravku, který vytváří tlakové působení v hlavici. Tento parametr byl vhodný pro variantu, když tlakovým médiem byl olej (pro verifikaci bylo zařízení doplněno speciálně vyrobeným tlakoměrem použitelným až do 250 MPa). U této varianty však v průběhu testovacích zkoušek vznikl problém s těsností, protože bylo třeba utěsnit tlak větší než 100 MPa, což se nepodařilo ani po provedení několika konstrukčních úprav na celém destrukčním zařízení. Z tohoto důvodu byl olej nahrazen pryží NBR-90, čímž se problém s těsností zařízení vyřešil. Píst působil na pryž, která následně působila na vnitřní otvor hlavice a způsobovala jeho deformaci s následnou destrukcí. Pro zajištění okamžité zpětné vazby v průběhu zatěžování byly na kulovou plochu každé destruované hlavice nalepeny dva tenzometry (obr. 18a), které měřily přetvoření v obvodovém směru, čímž se získal další parametr popisující okamžik destrukce hlavice. Snímané obvodové přetvoření bylo v průběhu zatěžování vyhodnocováno, a pokud hodnoty z obou tenzometrů vykazovaly rozdíl větší než 10%, což signalizovalo, že hlavice není zatěžována rovnoměrně (nutný předpoklad pro další vyhodnocování), bylo zatěžování zastaveno, destrukční zařízení rozebráno a po kontrole, případně výměně pryže se začalo znovu zatěžovat. Tímto způsobem bylo destruováno 40 hlavíc s vnějším průměrem 28 mm, typ L a kuželem 12/14 mm.



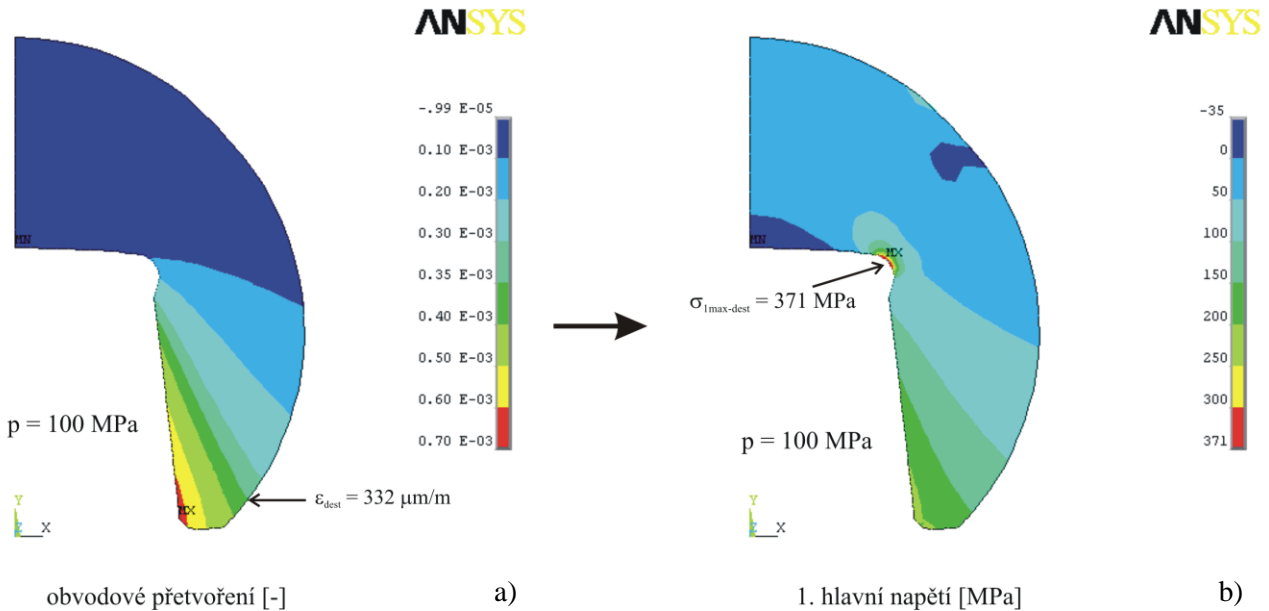
Obr. 18: Schéma zatížení hlavice a destrukční zařízení.

Výstupem ze sady destrukčních zkoušek byla obvodová přetvoření ze dvou tenzometrů. Pro určení materiálových parametrů bylo třeba nejprve přiřadit hodnotám destrukčních obvodových přetvoření maximální hodnotu tahového napětí v hlavici (tzv. destrukční napětí). K tomu byla opět využita metoda konečných prvků. Konkrétně se pro zvolenou hodnotu tlakového zatížení  $p = 100$  MPa vypočítala v systému ANSYS napjatost a deformace hlavice. V místě nalepeného tenzometru se odečetla hodnota obvodového přetvoření, která byla  $\varepsilon_{\text{dest}} = 332 \mu\text{m/m}$  (obr. 19a), čemuž odpovídá

maximální tahové napětí v hlavici  $\sigma_{1max-dest} = 371$  MPa (obr. 19b). Poněvadž se jedná o lineární úlohu, je možné jednoduše přiřadit získaným hodnotám přetvoření  $\epsilon_{dest}$  maximální hodnotu napětí v hlavici  $\sigma_{1max-dest}$ . Po seřazení hodnot maximálního napětí v hlavici ( $\sigma_{1max-dest}$ ) podle velikosti je každé hlavici přiřazena pravděpodobnost jejího porušení  $P_f$  např. podle

$$P_f = \frac{j}{n+1}, \quad (3)$$

kde:  $n$  - celkový počet vzorků (v našem případě 40) a  $j$  - je pořadí seřazeného vzorku (viz tab. 3).



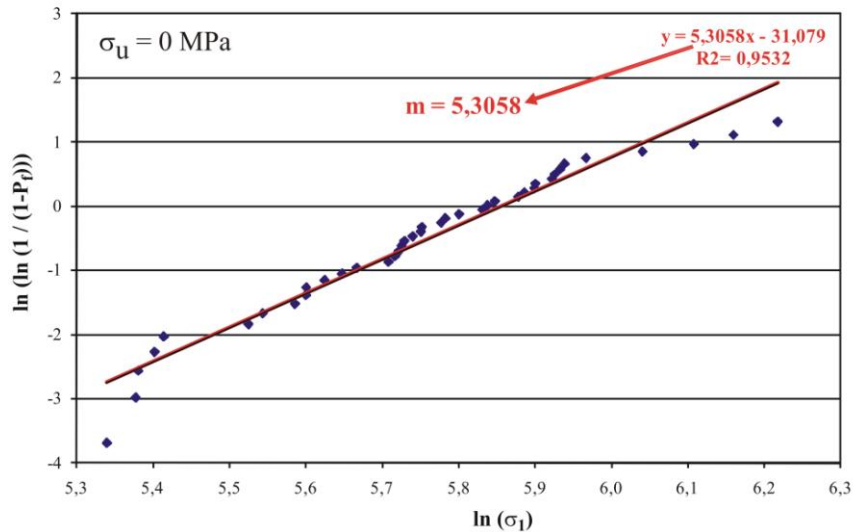
Obr. 19: Izoplochy obvodového přetvoření a 1. hlavního napětí při tlakovém zatížení 100 MPa.

Tab. 3: Seřazené výsledky z destrukčních zkoušek hlavic.

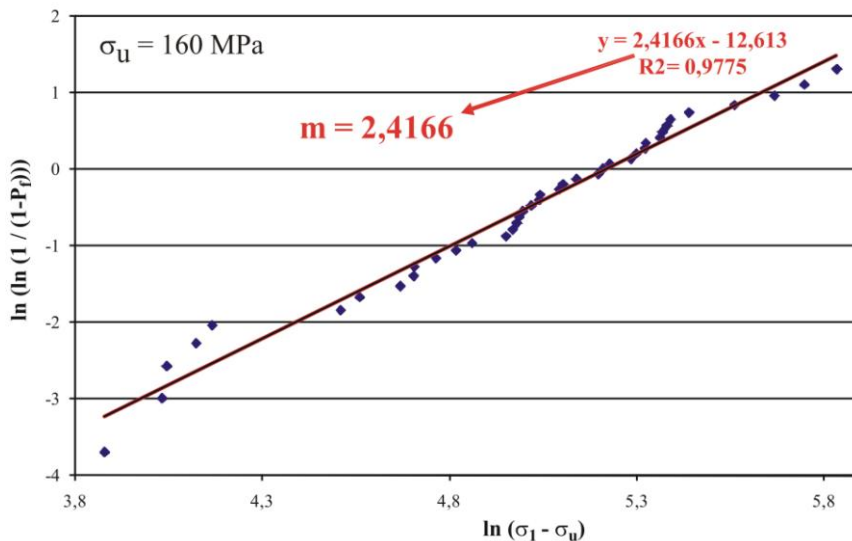
$j$	$\epsilon_{dest}$ [ $\mu\text{m}/\text{m}$ ]	$\sigma_{1max-dest}$ [MPa]	$P_f$ [-]
1	186,5	208	0,0244
2	193,7	216	0,0488
3	194,3	217	0,0732
4	198,5	222	0,0976
5	200,9	224	0,1220
6	224,5	251	0,1463
7	228,7	256	0,1707
8	238,6	267	0,1951
9	242,0	270	0,2195
10	242,2	271	0,2439
11	248,0	277	0,2683
12	253,8	284	0,2927
13	258,7	289	0,3171
14	269,6	301	0,3415
15	271,9	304	0,3659
16	273,3	305	0,3902
17	274,2	306	0,4146
18	275,4	308	0,4390
19	278,4	311	0,4634

20	281,4	314	0,4878
21	281,7	315	0,5122
22	288,9	323	0,5366
23	290,4	325	0,5610
24	295,8	331	0,5854
25	305,0	341	0,6098
26	307,0	343	0,6341
27	309,8	346	0,6585
28	319,6	357	0,6829
29	322,2	360	0,7073
30	326,4	365	0,7317
31	326,8	365	0,7561
32	334,0	373	0,7805
33	335,1	375	0,8049
34	337,4	377	0,8293
35	339,4	379	0,8537
36	349,2	390	0,8780
37	376,0	420	0,9024
38	402,1	449	0,9268
39	423,7	473	0,9512
40	449,0	502	0,9756

Weibullův modul  $m$  se určí jako směrnice přímky proložená logaritmicky transformovanými hodnotami z tab. 3 ( $\sigma_{1\max\text{-dest}}$  a  $P_f$ ) – viz obr. 20, který na tomto obrázku odpovídá konzervativnímu přístupu ( $\sigma_u = 0$  MPa) – hodnota Weibullova modulu je  $m = 5,31$ . V případě, že tento přístup použít nechceme, vykreslíme transformovaná data z tab. 3 pro různé hodnoty napětí  $\sigma_u$  a pro každý případ vypočítáme hodnotu koeficientu korelace ( $R^2$ ) mezi přímkou a experimentálními daty. Nejvhodnější hodnota napětí  $\sigma_u$  odpovídá nejvyšší hodnotě koeficientu korelace, v našem případě je to pro hodnotu  $\sigma_u = 160$  MPa – viz obr. 21. Pro tuto hodnotu napětí  $\sigma_u$  je Weibullův modul  $m = 2,42$ .



Obr. 20: Logaritmicky transformované hodnoty napětí a  $P_f$  pro  $\sigma_u = 0$  MPa.



Obr. 21: Logaritmicky transformované hodnoty napětí a  $P_f$  pro  $\sigma_u = 160$  MPa.

Posledním materiálovým parametrem je normovaná objemová pevnost  $\sigma_o$ , která se numericky vypočítá sumací přes celý objem destruované hlavičky, pro zvolenou pravděpodobnost jejího porušení  $P_f$ . Vyjdeme z původní rovnice (2), ze které se vyjádří hledaný parametr  $\sigma_o$  pro zvolenou hodnotu  $P_f$ :

$$\sigma_o = \sqrt[m]{\frac{\sum_{i=1}^n (\sigma_i - \sigma_u)^m \Delta V_i}{-\ln(1 - P_f)}}, \quad \sigma_i \geq \sigma_u \quad (4)$$

V literatuře (např. [9], [26]) se obvykle volí hodnota pravděpodobnosti porušení  $P_f = 1 - 1/e = 0,6321$  a potom se rovnice (4) zjednoduší na

$$\sigma_o = m \sqrt[m]{\sum_{i=1}^n (\sigma_i - \sigma_u)^m \Delta V_i}, \quad \sigma_i \geq \sigma_u \quad (5)$$

a podle této rovnice byla určena hodnota posledního materiálového parametru.

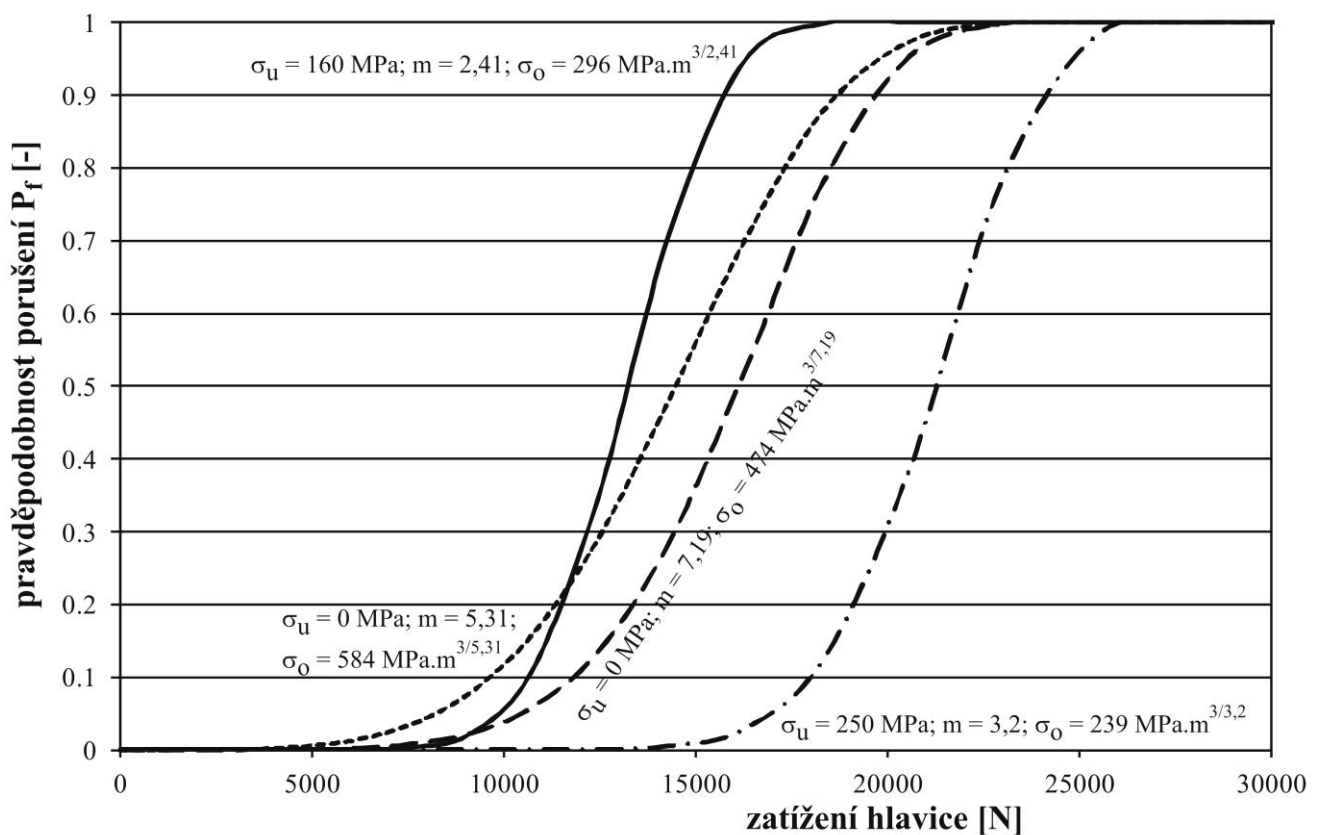
Výsledné hodnoty materiálových charakteristik keramiky určené z destrukčních zkoušek hlavic kyčelní endoprotézy jsou uvedeny v tab. 4.

Tab. 4: Materiálové charakteristiky keramiky určené z destrukcí hlavic.

	2-parameterický Weibull	3-parameterický Weibull
$\sigma_u$	0 MPa	160 MPa
$m$	5,31	2,42
$\sigma_o$	583,7 MPa.m <sup>3/5,31</sup>	295,7 MPa.m <sup>3/2,42</sup>

### 5.2.3. Srovnání získaných materiálových charakteristik keramiky

Srovnání materiálových charakteristik keramiky bude provedeno tak, že se pro jeden pár „hlavice-dřík“ s mikrotvarovými a makrotvarovými odchylkami vypočítá pravděpodobnost jejího porušení v závislosti na zatížení pro všechny získané materiálové charakteristiky, čímž obdržíme obr. 22.



Obr. 22: Průběh pravděpodobnosti porušení hlavice v závislosti na zatížení pro různé materiálové charakteristiky (plná a tečkovaná čára – materiálové charakteristiky získané z destrukcí hlavic, čárkovaná a čerchovaná čára – materiálové charakteristiky získané ze zkoušek 3-bodovým ohybem)

Ze srovnání hodnot materiálových charakteristik vyplývá, že v případě destrukcí celých hlavice je hodnota Weibullova modulu  $m$  nižší (čemuž odpovídá větší rozptyl změřených dat) než ze zkoušek 3-bodovým ohybem. Proto má tečkovaná křivka obr. 22 větší sklon než čárkovaná křivka (obě jsou pro  $\sigma_u = 0$  MPa). Ze srovnání křivek  $P_f$  pro 3-parametrický Weibullův model (plná (destrukce hlavice) a čerchovaná (3-bodový ohyb) křivka na obr. 22) je zřetelný výrazný posun čerchované křivky  $P_f$  k vyšším hodnotám zatížení. To je způsobeno tím, že hodnota napětí  $\sigma_u$  získaná z 3-bodového ohybu je výrazně vyšší než z destrukcí celých hlavice. Nenulovou hodnotu  $P_f$  obdržíme, teprve když napětí v hlavici překročí hodnotu napětí  $\sigma_u$  (s rostoucí hodnotou  $\sigma_u$  dochází tedy k posunu křivky  $P_f$  k vyšším hodnotám zatížení). Ze srovnání průběhů  $P_f$  hlavice pro materiálové charakteristiky, získané pro konzervativní předpoklad ( $\sigma_u = 0$  MPa), vyplývá, že tečkovaná křivka  $P_f$  (materiálové parametry získané z destrukcí hlavice) vykazuje vyšší hodnoty  $P_f$  v průběhu celého zatěžování i když má větší hodnotu objemové pevnosti  $\sigma_o$  než čárkovaná křivka (materiálové parametry získané z 3-bodového ohybu). Příčinou tohoto nesouladu je nižší hodnota Weibullova modulu  $m$ , ikdyž hodnota objemové pevnosti je u této varianty vyšší. Z této analýzy tedy vyplývá, že pro srovnání materiálových charakteristik nestačí srovnání objemové pevnosti, ale do srovnání je třeba zahrnout i hodnotu Weibullova modulu.

Parametry, které jsou „bezproblémově“ srovnatelné, je Weibullův modul (s rostoucí hodnotou modulu klesá rozptyl pevnosti) a napětí  $\sigma_u$  (s rostoucí hodnotou klesá  $P_f$ , protože se uvažuje nižší hodnota působícího napětí ( $\sigma_1 - \sigma_u$ )). Problémem je věrohodné zjištění napětí  $\sigma_u$  a otázkou zůstává, zda není nejvhodnější použít pro výpočet pravděpodobnosti porušení konzervativní 2-parametrický Weibullův model.

Celkově lze konstatovat, že při použití materiálových charakteristik, určených 3-bodovým ohybem, dostaneme nižší hodnotu pravděpodobnosti porušení, než pro materiálové charakteristiky získané z destrukcí hlavice, což je patrně způsobeno tím, že vzorek na 3-bodový ohyb má jednak menší objem materiálu než hlavice a dále i menší objem, ve kterém působí destrukční napětí.

### 5.3. Výsledky výpočtového modelování pravděpodobnosti porušení hlavice

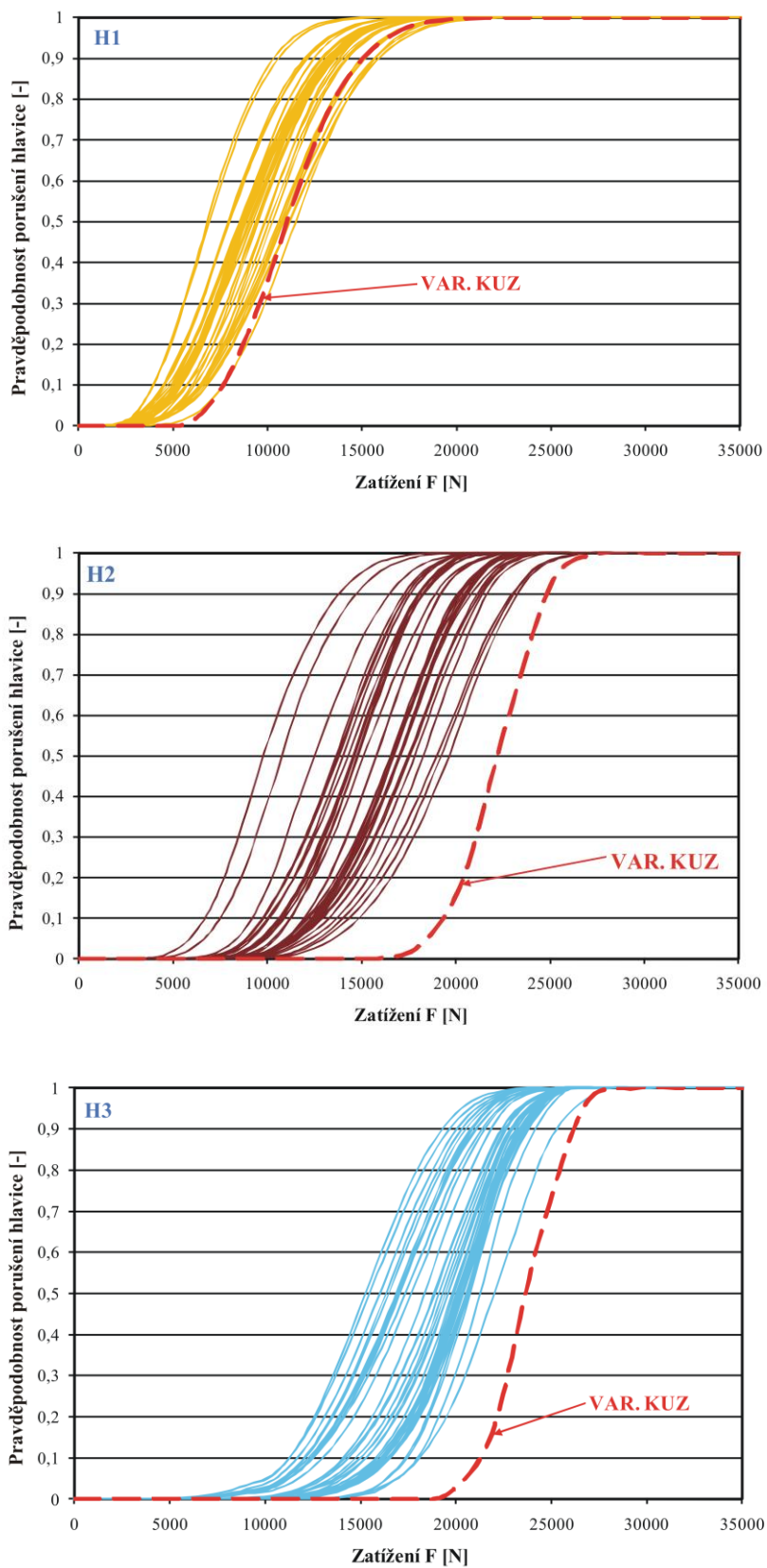
Za první prezentované výsledky pravděpodobnosti porušení hlavice s makro a mikrotvarovými odchylkami můžeme považovat výsledky na obr. 10 na str. 15, které byly publikované v časopise Engineering Mechanics v roce 2003 [18]. Na tomto obrázku je kvantifikován posun křivek maximálního napětí v hlavici pro hodnotu napětí 250 MPa, která odpovídá v té době používanému parametru  $\sigma_u$ . Dále je z obrázku zjištělná i hodnota silového působení, která vyvolá v hlavici napětí 250 MPa, což je zatížení, při kterém začne být  $P_f$  nenulová (za předpokladu 3-parametrického Weibullova modelu).

Vliv hustoty diskretizace soustavy na pravděpodobnost porušení hlavice je popsán v příspěvku z konference Engineering Mechanics 2005 [19]. Z obr. 23 je patrná vysoká citlivost pravděpodobnosti porušení hlavice na hustotě diskretizace (hustota diskretizace H1 odpovídá obr. 9a), H2 – obr. 9b a H3 – obr. 9c)).

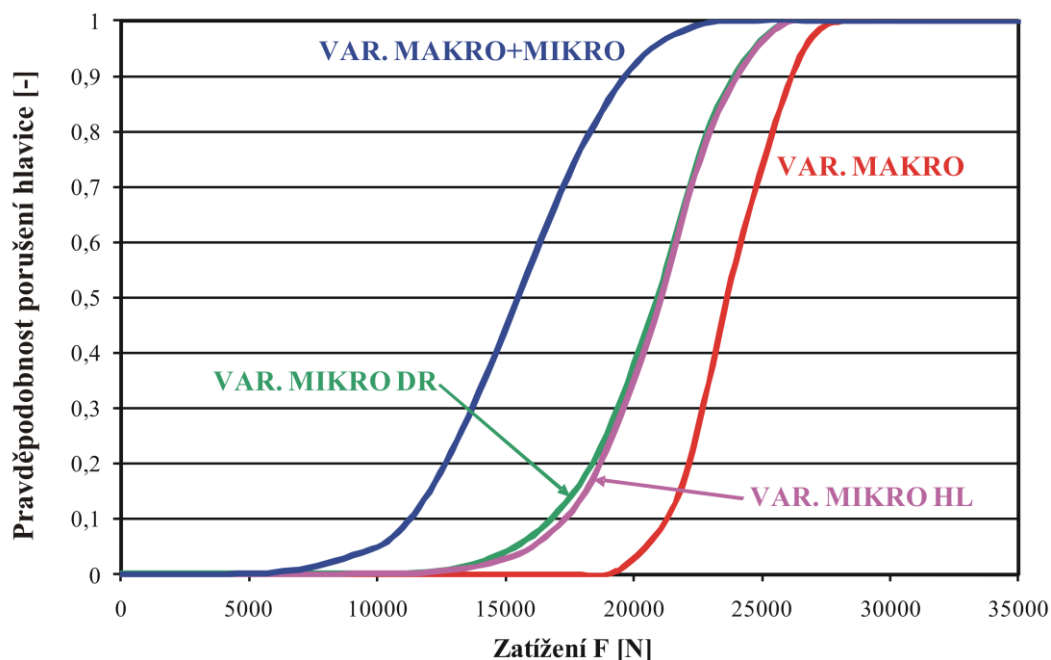
Dále je v příspěvku [19] řešena otázka, zda jsou z hlediska pravděpodobnosti porušení podstatnější mikrotvarové odchylky na dřívku či na hlavici. Na obr. 24 je vykreslen průběh  $P_f$  hlavice v závislosti na zatížení pro 4 případy:

- dřík i hlavice jsou s mikrotvarovými odchylkami (VAR.MAKRO+MIKRO),
- pouze dřík je s mikrotvarovými odchylkami (VAR.MIKRO DR),
- pouze hlavice je s mikrotvarovými odchylkami (VAR.MIKRO HL),
- dřík i hlavice jsou bez mikrotvarových odchylek (VAR.MAKRO).

Mikrotvarové odchylky posouvají křivky  $P_f$  k nižším hodnotám zatížení, takže pokud tyto odchylky v modelu neuvažujeme, dopouštíme se výrazné chyby, jak při analýze pravděpodobnosti porušení keramické hlavice, tak i při analýze napjatosti (kap. 4.3.).



Obr. 23: Průběh  $P_f$  v závislosti na zatížení pro různé hustoty diskretizace soustavy [19].



Obr. 24: Průběh  $P_f$  v závislosti na zatížení pro různé případy uvažovaných makro a mikrotvarových odchylek [19].

## 6. Závěr

Předkládaná práce prezentuje:

1. Výsledky výpočtového modelování napjatosti a deformace keramické hlavice totální endoprotézy kyčelního kloubu s uvažováním makro i mikrotvarových odchylek kuželových kontaktních ploch hlavice a dřívku.
2. Nový přístup k určování materiálových charakteristik keramiky, které jsou nutným vstupem do výpočtového modelování pravděpodobnosti porušení hlavice.

Cílem práce bylo zvýšit úroveň výpočtového modelování chování keramické hlavice kyčelní endoprotézy zatížené dle ISO 7206-5. Zvýšení úrovně modelování spočívalo:

- v zahrnutí mikrotvarových odchylek do geometrických vstupů výpočtového modelu a
- získání materiálových charakteristik keramiky z destrukčních zkoušek celých hlavic.

K dosažení globálního cíle bylo nutné realizovat následující kroky související s tvorbou výpočtového i experimentálního modelu analyzované soustavy:

- Realizace měření mikrotvarových odchylek kuželových ploch hlavice a dřívku (nekuhovitost kuželových řezů) a jejich následná úprava (odstranění chyb měření a filtrace šumu).
- Úprava výpočtového modelu soustavy hlavice-dřívku v systému MKP ANSYS, aby bylo možné importovat změřené mikrotvarové odchylky na kuželové plochy hlavice a dřívku. Výpočtový model bude uvažovat kromě mikro i makrotvarové odchylky kuželových ploch typu různá kuželovitost. Další úprava modelu spočívala v umožnění natočení hlavice vůči dřívku tak, aby bylo možné posoudit vliv různé polohy hlavice vůči dřívku, což simuluje náhodný proces nasazení hlavice na dřívku při operaci. Následovala citlivostní analýza vlivu

hustoty diskretizace soustavy na výsledky výpočtového modelování (napjatost, deformaci a pravděpodobnost porušení).

- Realizace výpočtového modelování napjatosti a deformace pro různé makro i mikrotvarové odchylky kuželových ploch hlavice a dříku, analýza vlivu velikosti a lokalizace mikrotvarových odchylek na kuželové ploše a posouzení vlivu materiálu dříku a vlivu velikosti součinitele tření mezi hlavicí a dříkem.
- Zhotovení zařízení pro destrukce keramických hlavic totální kyčelní endoprotézy, které bude sloužit k zajištění vstupů pro určení materiálových parametrů keramiky, ze které jsou hlavice vyrobeny. Výstupem ze sady destrukcí byly tenzometricky změřené hodnoty obvodových přetvoření na hlavici, které byly použity k určení napjatosti v hlavici při její destrukci. Z hodnot napětí v hlavici se určily materiálové charakteristiky keramiky obdobně jako u destruovaných vzorků 3-bodovým nebo 4-bodovým ohybem.
- Realizace výpočtového modelování pravděpodobnosti porušení keramické hlavice pro materiálové charakteristiky získané z destrukcí celých hlavic a z destrukcí vzorků 3-bodovým ohybem.

Z analýz výpočtového a experimentálního modelování plynou následující nové poznatky:

- Mikrotvarové odchylky na kuželech dříku a hlavice způsobují výrazné zvýšení napjatosti v hlavici (a tím dochází ke snížení její spolehlivosti, kvantifikované pravděpodobností jejího porušení), které s rostoucí velikostí těchto odchylek narůstá. Zanedbání této skupiny vstupních údajů vede k podhodnocení stavu napjatosti v hlavici a chybnému výpočtu pravděpodobnosti porušení hlavice. U samosvorného spojení hlavice a dříku dochází ke kontaktu v oblasti nejmenšího průměru kužele (výkresovou dokumentací povolené tolerance), a proto mikrotvarové odchylky v této oblasti nejvíce ovlivňují tahovou napjatost v hlavici. Z analýzy výsledků výpočtového modelování lze usuzovat, že k destrukcím keramických hlavic *in vivo* docházelo právě v důsledku nevhodných makro i mikrotvarových odchylek na kuželových kontaktních plochách hlavice a dříku.
- Pozitivní vliv na snížení napjatosti v hlavici (a tím na zvýšení její spolehlivosti) má použití dříku, jehož materiál se bude v procesu zatěžování plastizovat (např. austenitická ocel ISO 5832-1 – s možností výrazné plastifikace při relativně nízké hodnotě napětí) a tím částečně eliminovat negativní vliv tvarových odchylek. Druhou možností je použít pro dřík materiál s nižší hodnotou modulu pružnosti, než má ocel (např. titanové slitiny dle ISO 5832-3 s vysokou hodnotou meze kluzu), který je opět schopen eliminovat vliv tvarových odchylek elastickou deformací. Nejméně vhodným materiálem, který se pro bioimplantáty používá, je korozivzdorná ocel s vysokou mezí kluzu (ocel dle ISO 5832-9), protože tento materiál se začne plastizovat až při vysoké hodnotě napjatosti.
- Materiálové charakteristiky keramiky určené z destrukcí hlavic se liší od charakteristik získaných 3-bodovým ohybem. Hodnota Weibullova modulu  $m$  a napětí  $\sigma_u$  je vyšší u charakteristik z 3-bodového ohybu, objemová pevnost  $\sigma_o$  je naopak nižší než u charakteristik získaných destrukcemi celých hlavic. Po aplikaci získaných materiálových charakteristik do výpočtového modelu pravděpodobnosti porušení keramické hlavice s mikro a makrotvarovými odchylkami na kontaktní kuželové ploše dostáváme různé průběhy  $P_f$  v závislosti na zátěžné síle. Z analýzy těchto závislostí lze konstatovat, že při použití materiálových charakteristik, určených 3-bodovým ohybem, dostaneme nižší hodnotu pravděpodobnosti porušení, než pro materiálové charakteristiky získané z destrukcí hlavic, což je patrně způsobeno tím, že vzorek na 3-bodový ohyb má jednak menší objem materiálu než hlavice (navíc rozměry jsou menší, než požaduje norma) a dále i menší objem, ve kterém působí destrukční napětí.



## Literatura

- [1] Andrisano, A. O.; Dragoni, E.; Strozzi, A.: Axisymmetric mechanical analysis of ceramic heads for total hip replacement. *Proc. Inst. Mech. Engrs, Part H*, Vol. 204, 1990, pp. 157 - 167.
- [2] ANSYS – User s Manual, ANSYS, Inc.
- [3] Basu, B.; Tiwari, D.; Kundu, D.; Prasad, R.: Is distribution the most appropriate statistical strength distribution for brittle materials? *Ceramics International*, Vol. 35, Issue 1, pp. 237 - 246, 2009.
- [4] Bergmann, G.; Graichen, F.; Rohlmann, A.: Hip Joint Loading During Walking and Running Measured in two Patients. *Journal of Biomechanics*, Vol. 26, No.8, 1993, pp. 965 - 990.
- [5] [www.beznoska.cz](http://www.beznoska.cz)
- [6] Beznoska, S.; Čech, O.; Löbl, K.: Umělé náhrady lidských kloubů. Biomechanické, materiálové a technologické aspekty. První vydání, Praha, SNTL Praha, 248 stran, 04-205-87.
- [7] Black, J; Hastings, G.: *Handbook of Biomaterial Properties*. 1<sup>st</sup> ed. London, Chapman & Hall, 1998, 573 pp. ISBN 0-412-603306.
- [8] Boutin, P.; Christel, P.; Dorlot, J.-M.; Meunir, A.; de Roquancourt, A.; Blanquaert, D.; Herman, S.; Sedel, L.; Witvoet, J.: The use of dense alumina-alumina ceramic combination in total hip replacement. *J. Biomedical Materials Research*, Vol. 22, 1988 pp. 1203 - 1232.
- [9] Bush, D. R.: Designing Ceramic Components for Structural Applications. *Journal of Materials Engineering and Performance*, Volume 2, ASM International, 1993, pp. 851 - 862.
- [10] Cales, B.; Stefani, Y.: Risks and Advantages in Standardization of Bores and Cones for Modular Hip Joint Head Prostheses. *Journal of Biomedical Material Research*, Vol. 43, Issue 1, pp. 62 - 68, 1998.
- [11] Callaway, G. H.; Flynn, W.; Ranawat, C.S.; Sculco, T.R.: Fracture of the Femoral Head After Ceramic-on-polyethylene Total Hip Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*, Vol. 10 No. 6, pp. 855 - 859, 1995.
- [12] Danzer, R.: Some notes on the correlation between fracture and defect statistics: Are Weibull statistics valid for very small specimens? *Journal of the European Ceramic Society* 26 (2006) 3043 - 3049.
- [13] Dragoni, E.; Andrisano, A. O.: Structural Evaluation of Ceramic Femoral Heads: Effect of Taper, Friction, Support Conditions and Trunnion Compliance. *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 117, 1995, pp. 293 - 299.
- [14] Drouin, J. M.; Cales, B.: Yttria-stabilized Zirconia Ceramic for Improved Hip Joint Head. 7th International Symposium on Ceramics in medicine, Finland, July 1994, pp. 21 - 24.
- [15] Fetta, T.; Ernsta, E.; Munza, D.; Badenheimb, D.; Oberackerb, R.: Weibull analysis of ceramics under high stress gradients. *Journal of the European Ceramic Society* 23 (2003) 2031 - 2037.
- [16] Fuis, V.: Napjatostní a spolehlivostní analýza keramické hlavice kyčelní endoprotézy. Disertační práce, FSI VUT v Brně, 168 stran, 1999.
- [17] Fuis, V.: Stress and Reliability Analyses of the Hip Joint Endoprosthesis Ceramic Head with Measured Manufacturing Inaccuracies. *Conference Applied Mechanics 2003*, Zeszyty Naukowe Katedry Mechaniki Stosowanej, nr. 21/2003, pp. 51 - 56, Jaworzynka, Poland.
- [18] Fuis, V.; Janíček, P.: Behaviour of the Hip Joint Endoprosthesis Ceramic Head with Manufacturing Inaccuracies under ISO 7206-5 Loading. *Engineering Mechanics*, vol. 10, 2003, No. 5, pp. 399 - 411.
- [19] Fuis, V.: Manufacturing accuracy versus reliability of the hip joint endoprosthesis ceramic head. *Konference Engineering Mechanics 2005*, Svratka, str. 95 - 96, CD - 8 stran.
- [20] Fuis, V.; Hlavoň, P.; Návrát, T.: Calculation of the ceramics material parameters from the testing destructions of the heads. *Konference Engineering Mechanics 2006*, Svratka, str. 76 - 77, CD - 8 pp.
- [21] Fuis, V.; Hlavoň, P.: Stress Analysis of the Ceramics Head with Micro and Macro Shape Deviations of the Contact Areas. *International Conference Human Biomechanics 2008*, pp. 42, Prague, CD - 2 pp.
- [22] Fuis, V.; Janíček, P.; Hlavoň, P.: Contact Surfaces of the Big Joints-Sites of the Developments of Limit States and Other Considerations. *Engineering Mechanics*, vol. 15, 2008, Nr. 5, pp. 381 - 388.
- [23] Fuis, V.; Koukal, M.: Tensile stress analysis of the ceramic head endoprosthesis with different micro shape deviations of the contact areas. *12th Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing*, MEDICON 2010, Greece.

- [24] Fuis, V.; Návrát, T.; Vosynek, P.: Analyses of the shape deviations of the contact cones of the total hip joint endoprostheses. *6th World Congress of Biomechanics, IFMBE Proceedings*, vol. 31, 2010, pp. 1451 - 1454.
- [25] Janíček, P.: Systémové pojetí vybraných oborů pro techniky – hledání souvislostí. CERM, 2007, 682 stran.
- [26] Jiang, R.; Murthy, D. N. P.: A study of Weibull shape parameter: Properties and significance. *Reliability Engineering and System Safety* 96 (2011) 1619 - 1626.
- [27] Heisel, J.; Schmitt, E.: Implant fractures with ceramic hip endoprostheses. *Z Orthop* 125:480, 1987.
- [28] Hudak, D.; Tiryakioglu, M.: On comparing the shape parameters of two Weibull distributions. *Materials Science and Engineering A* 528 (2011) 8028 - 8030.
- [29] Kempf I, Semlitsch M: Massive wear of a steel ball head by ceramic fragments in the polyethylene acetabular cup after revision of a total hip prosthesis with a fractured ceramic ball. *Arch Orthop Trauma Surg* 109:284, 1990.
- [30] McLean, A. F.; Hartsock, D. L.: *Engineered materials handbook, Vol. 4, Ceramics and Glasses*. ASM International 1991, pp. 676 - 689.
- [31] [www.medin.cz](http://www.medin.cz)
- [32] Menčík, J.: *Pevnost a lom skla a keramiky*. SNTL Praha 1990, 389 stran, ISBN 80-03-00205-2.
- [33] Mittelmeier, H.; Heisel, J.: Sixteen-year's experience with ceramic hip prostheses. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Vol. 282, 1975, pp. 64 - 72.
- [34] Nakamura, S.; Tanaka, S.; Furushima, R.; Sato, K.; Uematsu, K.: Estimation of Weibull modulus from coarser defect distribution in dry-pressed alumina ceramics. *Journal of the Ceramic Society of Japan* 117 (6) 742 - 747, 2009.
- [35] Ondráček, E.; Janíček, P.: *Výpočtové modelování v technické praxi*. Praha, SNTL 1991, 333 stran, ISBN 80-03-00458-6.
- [36] Przybilla, C.; Fernández-Canteli, A.; Castillo, E.: An iterative method to obtain the specimen-independent three-parameter Weibull distribution of strength from bending tests. *Procedia Engineering* 10 (2011) 1414 - 1419.
- [37] Rehmer, A.; Bishop, N.E.; Morlock, M. M.: Influence of assembly procedure and material combination on the strength of the taper connection at the head–neck junction of modular hip endoprostheses. *Clinical biomechanics*, 2011 (article in press).
- [38] Weisse, W.; Zahner, M.; Weber, W.; Rieger, W.: Improvement of the reliability of ceramic hip joint implants. *Journal of Biomechanics* 36 (2003) 1633 - 1639.
- [39] Yamada, Y.; Wakayama, S.; Ikeda, J.; Miyaji, F.: Long-term reliability assesment of ceramic femoral head based on microfracture analysis using acoustic emission technique. *World Congress of Biomechanics 2010, IFMBE Proceedings* 31, pp. 608 - 611.
- [40] Willmann, G.: *The principle of taper fitting of ceramic articular heads of hip joint endoprostheses*. Internal Report, CERASIV GmbH, Plochingen, Germany, 1993.

## **Abstrakt:**

*Práce se zabývá analýzou napjatosti a pravděpodobnosti porušení keramické hlavice totální kyčelní endoprotézy s uvažováním změřených tvarových odchylek na kontaktních kuželových plochách samosvorného spojení hlavice a dřívku výpočtovým modelováním. Pro výpočtové modelování deformace a napjatosti v soustavě hlavice-dřík je využita numerická metoda konečných prvků – programový systém ANSYS. Výpočet pravděpodobnosti porušení keramické hlavice vychází z Weibullový teorie nejslabšího článku a vstupními údaji jsou napjatost v hlavici, objem, v němž napjatosti působí, a materiálové charakteristiky související s mezním stavem porušení keramiky. Cílem práce je zvýšení úrovně výpočtového modelování chování hlavice kyčelní endoprotézy zatížené dle ISO 7206-5, které spočívá v zahrnutí mikrotvarových odchylek kontaktních kuželových ploch do výpočtového modelu a dále rozšíření možnosti získávání materiálových charakteristik keramiky přímo z destrukcí celých hlavic s využitím experimentálního modelování.*

## **Abstract:**

*The work deals with the analyses of stress and probability of failure of the ceramic head total hip endoprosthesis with consideration of shape deviations measured on the contact cone surfaces of the connection of the head and stem by the computational modeling. Finite element method (system ANSYS) is used for the computational modeling of the deformation and stress in the system head-stem. Calculation of the failure probability of the ceramic heads is based on Weibull weakest link theory and input data are stresses in the head, the volume in which the stress acts and material characteristics of the used ceramics. The aim is to increase the level of computational modeling of the behavior of heads loaded according to ISO 7206-5, which consists in the inclusion of the microshape deviations of the conical contact surfaces in the computational model. The experimental modelling is used to finding of the material characteristics of the ceramic material from the destructions of the whole ceramic heads.*