

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ  
Fakulta strojního inženýrství  
Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky

**Ing. Tomáš Návrat**

**DEFORMAČNĚ – NAPĚŤOVÁ ANALÝZA KYČELNÍHO KLOUBU  
S APLIKOVANOU POVRCHOVOU NÁHRADOU**

Strain – stress analysis of surface replacement of the hip joint

ZKRÁCENÁ VERZE Ph.D. THESIS

Obor: Inženýrská mechanika

Školitel: Ing. Zdeněk Florian, CSc.

Oponenti: Prof. Ing. Emanuel Ondráček, CSc.  
Prof. Ing. Jiří Křen, CSc.  
Doc. MUDr. Tomáš Trč, CSc.

Datum obhajoby: 22.12.2004

**Klíčová slova**

Biomechanika, povrchová náhrada, kyčelní kloub, metoda konečných prvků, kontaktní úloha

**Keywords**

Biomechanics, surface replacement, contact, resurfacing prosthesis, hip joint, FEM

**Místo uložení práce**

Oddělení pro vědu a výzkum

FSI VUT v Brně, Technická 2896/2, Brno, 616 69

© Tomáš Návrát, 2005

ISBN 80-214-2861-9

ISSN 1213-4198

## OBSAH

1	ÚVOD .....	5
2	SOUČASNÝ STAV ŘEŠENÉ PROBLEMATIKY .....	6
3	CÍL PRÁCE .....	7
4	ZVOLENÉ METODY ZPRACOVÁNÍ .....	8
5	VYTVOŘENÍ VÝPOČTOVÉHO MODELU .....	9
5.1	Model geometrického tvaru .....	9
5.1.1	<i>Geometrický model kyčelního spojení</i> .....	9
5.1.2	<i>Geometrické modely implantátů</i> .....	9
5.1.3	<i>Konečnoprvkové sítě</i> .....	11
5.1.4	<i>Model svalů</i> .....	12
5.1.5	<i>Ustavení konečnoprvkového modelu do fyziologické polohy odpovídající stoji na jedné dolní končetině</i> .....	13
5.2	Výpočtový model styku těles .....	13
5.2.1	<i>Model kontaktu mezi tělesy</i> .....	13
5.2.2	<i>Okrajové podmínky deformační</i> .....	13
5.3	Model vnitřních účinků .....	13
5.4	Model materiálu .....	14
5.5	Model zatížení .....	14
6	HLAVNÍ VÝSLEDKY PRÁCE .....	15
6.1	Stručný přehled provedených výpočtů .....	15
6.2	Kyčelní kloub s aplikovanou totální povrchovou náhradou .....	15
6.3	Kyčelní kloub s aplikovanou částečnou povrchovou náhradou .....	19
6.4	Kyčelní kloub s aplikovanou klasickou totální náhradou .....	20
6.5	Kyčelní kloub s aplikovanou klasickou částečnou náhradou .....	20
6.6	Srovnávací analýza .....	22
7	ZÁVĚR .....	23
	ŽIVOTOPIS .....	30
	ABSTRACT .....	31



# 1 ÚVOD

Degenerativní onemocnění kyčelního kloubu postihuje všechny jeho části a spočívá v poškození chrupavky a narušení její funkce. Pojem degenerativní vyjadřuje procesy, jejichž podstatou je stárnutí a opotřebování tkání a nedostatečná schopnost regenerace. Některé tkáně jsou přirozeným způsobem nadány reparačními schopnostmi, jejich buňky jsou schopny množení a nahrazování starých, opotřebovaných nebo poškozených buněk. Jiné tkáně tuto schopnost nemají. Mezi ty patří i kloubní chrupavka. Pomalu stárnoucí a opotřebovaná chrupavka nebo chrupavka poškozená úrazem, zánětem nebo přetížením, se nedokáže obnovit do původního stavu ani anatomicky ani funkčně. Pomalu se ztenčuje, obrušuje, tvoří se v ní defekty, uvolňují se z nich drobné úlomky, které ji dále zraňují a obrušují, chrupavka ztrácí pružnost a odolnost. Nedostatek reparační schopnosti může být jakoby „doháněn“ tvorbou výrůstků kostní tkáně (osteofytů) po obvodu kloubní plochy. Výsledkem je kloub poškozený anatomicky i funkčně, s rozrušenou drolicí se chrupavkou, s výrůstky po obvodu, projevující se bolestí, omezením pohybu, ztuhlostí kloubu, deformitou, vznikem krepitace při pohybu atd. Příčiny tohoto stavu jsou revmatická artritida, osteoartritida, bezcévní nekróza hlavice femuru, vývojová displazie, úrazy, přetěžování, nadváha atd. Postupný rozvoj degenerativního kyčelního onemocnění vyvolává značné funkční a symptomatické problémy. Pokročilé stadium významně ovlivní pohybovou aktivitu člověka a může zapříčinit jeho invaliditu. Lidé postižení bolestivým degenerativním kyčelním onemocněním ztrácejí schopnost vykonávat práci, normální denní činnosti a přicházejí o svou nezávislost. Léčba je dosud převážně symptomatická tzn. zaměřená k potlačení potíží a příznaků. Pokusy o obnovení kloubní chrupavky medikamentózně nejsou dosud úspěšné. Jestliže konzervativní léčba selhává a pacientův stav je vážný, nezbyvá než provést chirurgický výkon.

Totální kyčelní náhrada (THR) je převládající chirurgická léčba bolestivého kloubního onemocnění. U klasické THR jsou nahrazeny protézou obě části kloubního spojení (acetabulum a hlava femuru). V posledních letech dochází k zdokonalování operačních postupů, vznikají nové typy implantátů, vyráběné novými špičkovými technologiemi, rozšiřuje se škála kloubních postižení, které lze náhradou kloubu řešit. Využívají se různé druhy a typy náhrad s rozdílným materiálem a metodou fixace. Klasická THR poskytuje dobré výsledky (úleva bolesti a zlepšení pohyblivosti) pro starší pacienty (> 65let). Problém ovšem nastává použitím této náhrady u mladých a aktivních pacientů. Krátká doba přežití náhrady, vykloubení a uvolňování nastávají v 3 – 4 % případů. V této věkové skupině pacientů je potřeba provést 25 – 30 % revizi do 15 let, u starších pacientů je to méně než 5 % do 10 let. Přitom revizní operace představuje mnohem složitější výkon a její výsledky jsou v porovnání s primární náhradou horší.

K překonání problému spojeného s užitím THR u mladých, aktivních pacientů trpících degenerativním kyčelním onemocněním bylo vyvinuto a užito mnoho operačních možností (různých typů osteotomií, chirurgické znehybnění kloubu a artroskopie kyčelního kloubu).

Povrchová náhrada byla také navržena jako jedna z možností jak předejít THR. Cílem tohoto zákroku je oddálit potřebu primární THR, ulevit bolesti, obnovit funkci a zachovat kost.

## 2 SOUČASNÝ STAV ŘEŠENÉ PROBLEMATIKY

S rozvojem moderního způsobu života dochází k rychlejší degeneraci skeletu člověka, což se mimo jiné projevuje v degeneraci kyčelního kloubu u lidí v mladším věku (30 let). V důsledku to vede k neustále se zvyšujícímu se počtu pacientů, jimž je zapotřebí provést chirurgický výkon, aplikovat náhradu kyčelního kloubu. Se vzrůstajícím počtem pacientů s THR však také narůstá počet pacientů, kterým je třeba endoprotézu vyměnit. Tyto komplikované výkony je nutno provést v případě selhání endoprotézy, jejího uvolnění z kostního lůžka či infekční komplikace. Vzhledem k životnosti klasické totální náhrady (15 let) a v pouze omezených možnostech reoperací se tedy stává aktuální aplikace povrchové náhrady, jejichž hlavním cílem je co nejvíce oddálit aplikaci klasické THR. Povrchové náhrady kyčelního kloubu nepředstavují novou koncepci. Byly populární v 60. a začátkem 70. let a byly opuštěny v polovině 80. let minulého století. Nedávno byl obnoven zájem o povrchovou náhradu typu kov-na-kov použitím nového implantátu a byl obnoven jejich další vývoj s cílem odstranit dřívější problémy. Procedura nahrazení zahrnuje odstranění poškozené chrupavky a kostní hmoty a opatření hlavice stehenní kosti kovovým povrchem a vložení kovové jamky do acetabula. Jsou určeny pro pacienty, u nichž se předpokládá, že by mohli během života přežít dvě náhrady. Obecně vhodnými kandidáty na povrchovou náhradu jsou mladí aktivní lidé. Povrchové náhrady se vyrábějí z kobalto-chrómové slitiny. Zmínky o tomto typu náhrady můžeme nalézt nejen mezi historicky prvními kyčelními náhradami, ale pokusy o jejich vývoj a použití se táhnou celou historií až do současnosti. Z historického pohledu se tyto náhrady svými klinickými výsledky zapsaly velmi neúspěšně. Na počátku 90. let minulého století došlo k znovuzrození, užitím zcela přepracovaného typu povrchové náhrady, jejímž vývojem se zabývá stále zvyšující se počet firem a klinické zkoušky probíhají v mnoha zemích na mnoha pracovištích.

Publikovanou literaturu zabývající se problematikou povrchové náhrady můžeme rozdělit do dvou skupin. První skupinu tvoří práce hodnotící povrchové náhrady z pohledu medicínského. Mezi tyto práce lze zařadit rešerši [8], ve které byla hodnocena efektivita povrchové náhrady typu kov-na-kov pro ošetření kyčelního kloubu ve srovnání s nechirurgickými přístupy, THR, osteotomií, artrodézou a artroskopii. Studie byly hledány v různých dostupných databázích a na webu. Pro povrchovou náhradu bylo nalezeno 8 studií. Z toho čtyři byly výzkumné studie [18][19][20][21], tři od výrobců [15][16][17] a jedna nepublikovaná (Oswestry Outcome Centre, The Robert Jones and Agnes Hunt Orthopaedic and District Hospital: personal communication, 2001).

Druhou skupinu pak představují práce zabývající se experimentálním a výpočtovým modelováním. Prací, které se týkají řešené problematiky je

publikováno velmi málo. Jde například o experimentální studie provedené na zvířatech a deformačně-napěťové analýzy provedené na rovinných nebo rotačně symetrických modelech. Většinou jde o příspěvky staršího data.

Mezi nejaktuálnější studie zabývající se výpočtovým modelováním metodou konečných prvků kyčelního spojení s aplikovanou povrchovou náhradou patří studie [22]. Práce se zabývá návrhem celopolymerového typu povrchové náhrady a srovnáním s klasickou THR. Autor se dominantně zaměřuje na acetabulární komponentu. V dalších publikacích se setkáváme s výpočtovým řešením některých dílčí problémů, ale zatím jsem neobjevil žádnou práci, která by tento problém řešila na tak komplexní úrovni. Můžeme tedy konstatovat, že znalost deformačně-napěťových poměrů nám u kyčelního kloubu s tímto typem náhrady chybí a předložená práce nám může tuto informační mezeru zaplnit.

### 3 CÍL PRÁCE

Před pěti lety bylo pracoviště biomechaniky Ústavu mechaniky těles v Brně kontaktováno zástupci výrobního podniku Medin, požadavkem na deformačně-napěťovou analýzu předběžného návrhu povrchové náhrady kyčelního kloubu. Po předání prvních výpočtů byla pozornost výrobního podniku zaměřena na klasickou náhradu a o povrchovou náhradu přestali dále jevit zájem. Z porovnání prvních biomechanických rozborů povrchové a klasické náhrady kyčelního kloubu vyplynuly četné biomechanické výhody povrchové náhrady (např. minimální množství odstraněné kostní hmoty z hlavice femuru, zatížení stehenní kosti s aplikovanou náhradou se blíží fyziologickému zatížení, apod.). Podstatná byla také větší variabilita geometrického tvaru povrchové náhrady a tím také větší možnosti ovlivnění mechanických vlastností. Na základě konzultací s lékaři I. ortopedické kliniky Fakultní nemocnice u svaté Anny v Brně bylo zjištěno, že mezi prvními pokusy při tvorbě totální endoprotézy byly návrhy, které měly charakter povrchové náhrady. Jejich aplikace narážely na velké klinické problémy související především s výživou krčku stehenní kosti a s uvolňováním jamky nebo femorální komponenty.

Přes uvedené klinické problémy na základě biomechanických výhod bylo rozhodnuto na Ústavu mechaniky těles se mechanickými vlastnostmi povrchových náhrad nadále zabývat i přesto, že se bude jednat pouze o teoretické studie. Byla proto zformulována a zadána diplomovou prací [56] s názvem: Deformačně-napěťová analýza částečné povrchové náhrady kyčelního kloubu. V době, kdy byla tato práce zadána bylo o této náhradě známo velmi málo informací a řada odborníků (většinou lékařů) se o této náhradě vyjadřovala velmi negativně. I přes tento nepřilíš povzbudivý počátek bylo v práci pokračováno. Rešeršní studie a výsledky úvodních deformačně-napěťových analýz uvedených v práci nás dále přesvědčily v tom, že má smysl v této problematice pokračovat, neboť vývoj povrchových náhrad je v současnosti v začátcích a že některé kritiky jsou ovlivněny nepřilíš dobrými klinickými zkušenostmi s povrchovými náhradami používanými v minulosti.

Na základě těchto skutečností a v návaznosti na diplomovou práci bylo zformulováno téma této disertační práce s tím, že se práce zaměří na změnu původního návrhu geometrie femorální komponenty a provede se vzájemné srovnání tří variant tj. kyčelního kloubu s aplikovanou povrchovou náhradou, kyčelního kloubu s aplikovanou klasickou náhradou a fyziologického kloubu.

Na základě předchozích skutečností byl zformulován následující problém:

Analyzovat deformačně-napěťové stavy u kyčelního kloubu s aplikovanou povrchovou náhradou, posoudit změnu těchto stavů mezi jednotlivými řešeními variantami a provést srovnávací analýzu s fyziologickým (zdravým) kyčelním kloubem a s kyčelním kloubem po aplikaci klasické totální náhrady.

Cíle řešení:

- 1) Vytvořit výpočtový model kyčelního spojení tak, aby na něm mohly být provedeny deformačně-napěťové analýzy. Při modifikaci tvaru a typu náhrady (totální nebo částečná povrchová náhrada, klasická THR), materiálových vlastností jednotlivých komponent, změně konfigurace mezi jednotlivými prvky modelu apod. by měl být výpočtový model co nejjednodušeji upravitelný.
- 2) Navrhnout různé geometrie femorální komponenty povrchové náhrady.
- 3) Na výpočtovém modelu kyčelního kloubu s aplikovanou povrchovou náhradou provést deformačně-napěťové analýzy pro různé typy povrchových náhrad a realizovat citlivostní analýzy na některé geometrické parametry povrchové náhrady. Na základě vybraných vypočtených veličin rozhodnout, která z uvedených variant je nejvhodnější a posoudit jak povrchová náhrada ovlivní a změní původní (fyziologické) deformačně-napěťové stavy ve stehenní kosti.
- 4) Na výpočtovém modelu kyčelního kloubu s aplikovanou klasickou THR provést deformačně-napěťovou analýzu. Řešení provést pouze pro jeden typ dřívku klasické THR.
- 5) Na výpočtovém modelu fyziologického kyčelního kloubu provést deformačně-napěťové a různé citlivostní analýzy.
- 6) Provést srovnávací analýzu z hlediska deformačně-napěťových stavů u kyčelního kloubu fyziologického, s aplikovanou povrchovou náhradou a s klasickou THR.

## **4 ZVOLENÉ METODY ZPRACOVÁNÍ**

Pro řešení problému formulovaného v předchozí kapitole bylo zvoleno výpočtové modelování metodou konečných prvků. Vzhledem k tomu, že se jedná o řešení mechanické interakce mezi geometricky složitými tělesy, bude vytvořen prostorový model. Experimentální modelování je u řešení tohoto problému nedostupné. Lze ho použít jen pro řešení dílčích problémů (např. pro zjištění vstupních materiálových charakteristik kostní hmoty a kostního cementu, apod.). Problém bude tedy řešen



jako přímá úloha, výpočtovým modelováním, metodou konečných prvků v programovém systému ANSYS.

Pro řešení je použita metoda konečných prvků, která vychází z Lagrangeova variačního principu. Úloha je díky kontaktu nelineární a pro řešení je použita Newton-Raphsonova metoda. Po sestavení jednotlivých lokálních a globálních matic se zvolenou metodou vyřeší soustava rovnic. Téměř u všech výpočtů byla soustava rovnic řešena iteračním řešičem, u jednoho výpočtů byl použit řešič přímý a to pro porovnání výsledků získaných přímým a iteračním řešičem. Pro výpočty byl použit počítač této konfigurace: INTEL P4 2,6 GHz, RIMM 2000 MB, HDD 120 GB, WIN2000.

## **5 VYTVOŘENÍ VÝPOČTOVÉHO MODELU**

### **5.1 MODEL GEOMETRICKÉHO TVARU**

#### **5.1.1 Geometrický model kyčelního spojení**

Pro vytvoření geometrického modelu kostí byla použita počítačová tomografie (CT). Vstupní data byla nasnímána na Klinice zobrazovacích metod Fakultní nemocnice u svaté Anny a dále pak zpracována Ing. Přemyslem Krškem [46]. Nám již byla poskytnuta kompletní vstupní data ve formátu IGES. Vstupní data byla tvořena jednotlivými řezy, které obsahují množství hraničních bodů a úseček. Vzdálenost těchto řezů byla u pánve 5 mm a u femuru 2,5 mm. Tvarově komplikovaná podoba jednotlivých kostí a vhodnost použití mapované sítě nás vedla k tomu, abychom rozdělili jednotlivé kosti na větší počet menších elementárních objemů.

Tyto objemy vznikly velmi složitou úpravou dodaných řezů a jejich tvar zohledňuje podmínky, které musí být splněny, aby mohly být vyplněny šestistěnnými prvky.

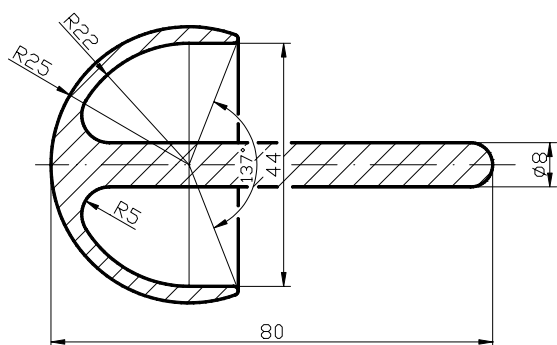
#### **5.1.2 Geometrické modely implantátů**

##### **Klasická THR**

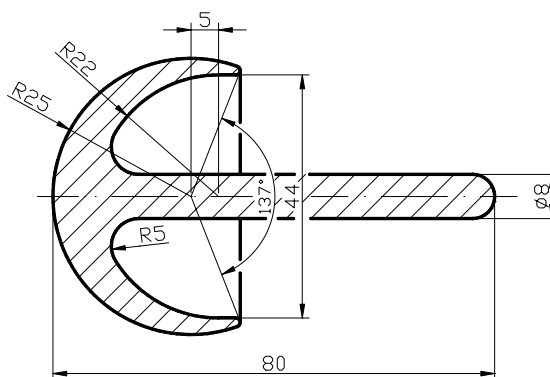
Pro výpočet byl vybrán cementovaný dřík CF-30. Geometrický model dříku byl vytvořen podle reálné geometrie. Hlavice byla modelována dle výkresové dokumentace Dias Trutnov. Jamka je polyetylenová bez kovového košíčku. Kostní cement tvoří souvislou vrstvu fixující dřík ke kosti. Dle doporučení má tloušťku 4 – 7 mm v proximální části a 1 – 3 mm v distální části. Cementová vrstva má zatékat asi 10 mm pod distální konec implantátu. Mezi jamkou a hlavicí je nastavena vůle 0,05 mm.

## Povrchová náhrada

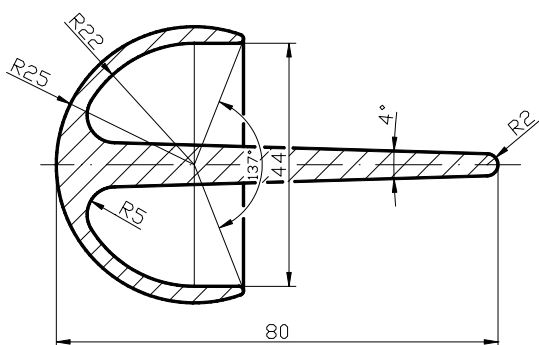
Bylo navrženo několik typů povrchových náhrad (obr. 5.1 až obr. 5.6). Geometrické tvary a rozměry byly u jamky a femorální komponenty s ohledem na velikost hlavice stehenní kosti vhodně navrženy. Pouze varianta V6 vycházela z reálné geometrie a rozměrů (femorální komponenty, které se v současné době používají mají právě tento průřez), jež byly převzaty z [22] a vhodně upraveny dle velikosti kosti. Jamka i femorální komponenta jsou rotačně symetrická tělesa. Této symetrie bylo také využito při jejich modelování. Mezi jamkou a femorální komponentou je nastavena vůle 0,1 mm. Vůle je nastavena zmenšením poloměru femorální komponenty na hodnotu  $R = 24,9$  mm.



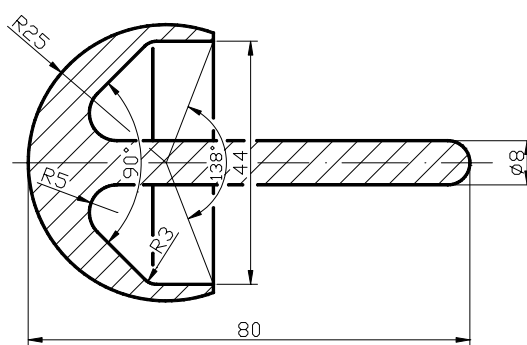
obr. 5.1 Varianta V4



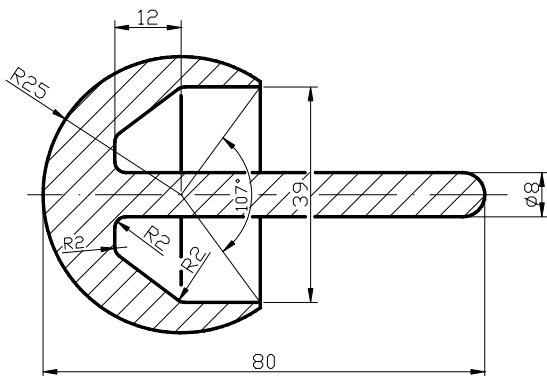
obr. 5.2 Varianta V5



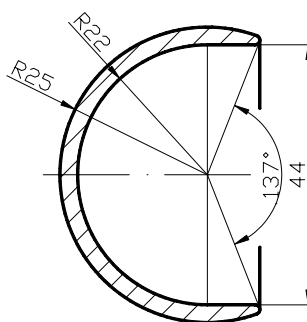
obr. 5.3 Varianta K4



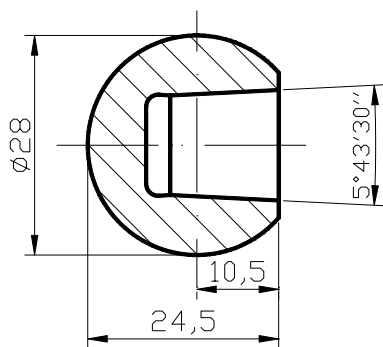
obr. 5.4 Varianta V2



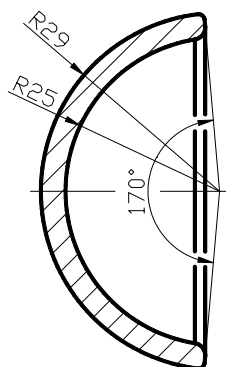
obr. 5.5 Varianta V6



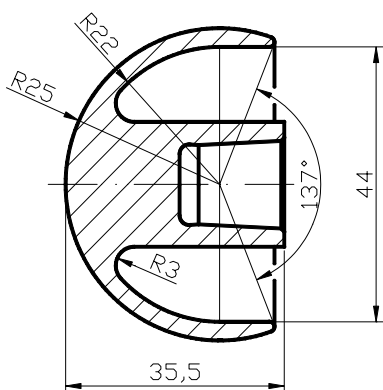
obr. 5.6 Varianta V7



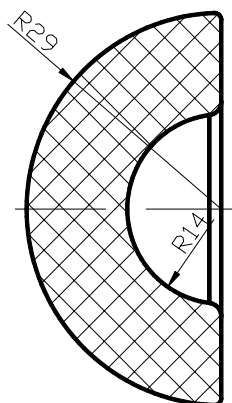
obr. 5.7 Keramická hlavice



obr. 5.8 Kovová jamka



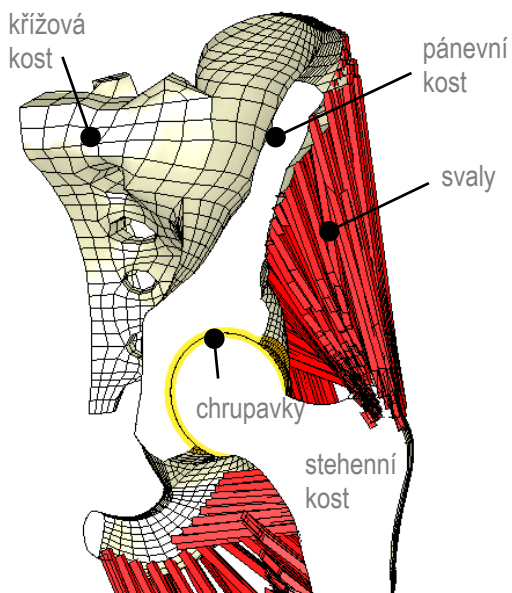
obr. 5.9 Rozměry hlavice náhrady BFH



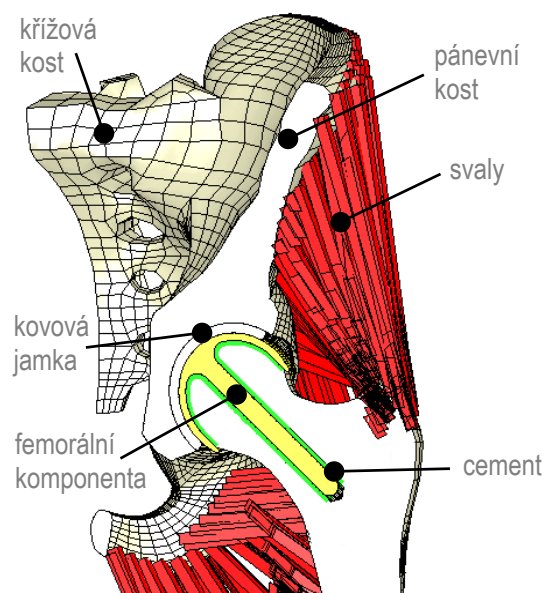
obr. 5.10 Rozměry jamky u THR

### 5.1.3 Konečnoprvkové sítě

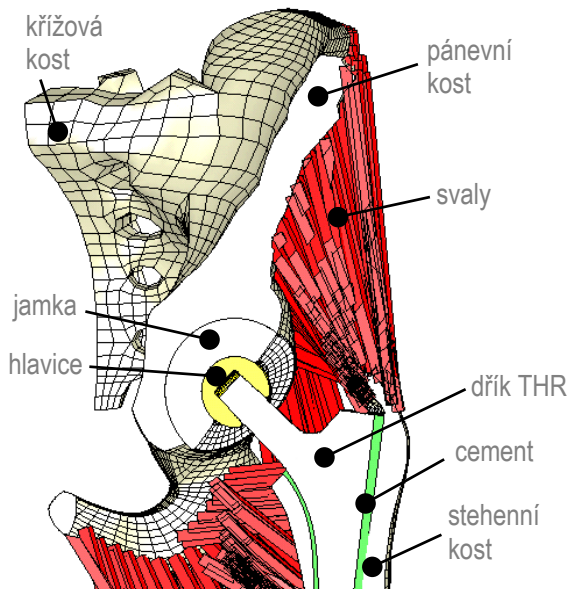
Abychom mohli s geometrickým tvarem počítat musíme jej rozdělit na konečný počet prvků, tedy skutečný tvar nahradíme přibližným s jednodušším analytickým vyjádřením. Při tvorbě sítě musí být zajištěna spojitost a jednoznačnost tělesa, což představuje, že mezi prvky nejsou mezery, vzájemně se nepřekrývají a hraniční prvky respektují tvar plochy tvořící vnější hranici. Diskretizace je volena s ohledem na doposud získané zkušenosti. Na obr. 5.11 až obr. 5.13 jsou zobrazeny tři základní konečnoprvkové modely, které byly dále modifikovány (např. obr. 5.14).



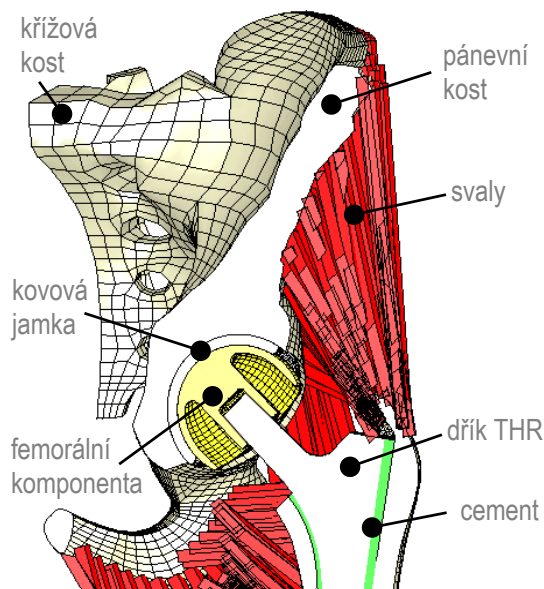
obr. 5.11 Konečnoprvková síť fyziologického kyčelního spojení



obr. 5.12 Konečnoprvková síť kyčelního spojení s totální povrchovou náhradou



obr. 5.13 Konečnoprvková síť kyčelního spojení s totální klasickou náhradou



obr. 5.14 Konečnoprvková síť kyčelního spojení s totální náhradou označovanou BIG FEMORAL HEAD

### 5.1.4 Model svalů

Kyčelní kloub je ovládán 21 svaly. Zahrnout svaly do modelu je zapotřebí mimo jiné také z důvodu zajištění statické rovnováhy při stoji na jedné dolní končetině. V konečnoprvkové modelu je zahrnuto 10 svalů. Geometrický model jednotlivých svalů na úrovni objemů, ploch a čar nebyl vytvářen. Jednotlivé svaly jsou modelovány přímo pomocí lanových prvků (LINK10), které přenášejí pouze tahové zatížení.

### **5.1.5 Ustavení konečnoprvkového modelu do fyziologické polohy odpovídající stojí na jedné dolní končetině**

Pro ustavení použijeme úhly, které jsou vymezeny na pánvi a na stehenní kosti. K ustavení jamky a femorální komponenty pak úhly, jež byly měřeny na rentgenových snímcích po implantaci povrchových náhrad [9].

## **5.2 VÝPOČTOVÝ MODEL STYKU TĚLES**

### **5.2.1 Model kontaktu mezi tělesy**

U fyziologického kyčelního kloubu uvažujeme jednu kontaktní dvojici a to mezi chrupavkou acetabula a chrupavkou na hlavici stehenní kosti. U klasické THR uvažujeme tři kontaktní dvojice: kontakt mezi jamkou a keramickou hlavicí, kontakt mezi keramickou hlavicí a dříkem a kontakt mezi dříkem a kostním cementem. U povrchové náhrady uvažujeme dvě kontaktní dvojice: kontakt mezi jamkou a femorální komponentou a kontakt mezi femorální komponentou a stehenní kostí. Protože nás zajímají kontaktní tlaky mezi jednotlivými komponentami, jsou spojení mezi tělesy modelovány pomocí kontaktních prvků. U kyčelního kloubu s povrchovou náhradou byly nejdříve uvažovány kontaktní dvojice tři. Předběžné výpočty však ukázaly, že tyto tři kontaktní dvojice způsobují konvergentní problémy. Od kontaktu mezi jamkou a pánví, proto bylo zatím upuštěno a spojení bylo realizováno pomocí vazbových rovnic. U žádné z řešených variant se mezi umělou jamkou a hlavicí neuvažuje mazivo. Všechny kontaktní dvojice jsou modelovány kontaktními prvky typu plocha-na-plochu (TARGE170 a CONTA174) a je použit Coloumbovský model tření.

### **5.2.2 Okrajové podmínky deformační**

U strukturální úlohy je potřeba předepsat takové deformační okrajové podmínky, které zabrání pohybu tělesa jako celku tj. jednoznačně jej určí v prostoru (jinak by byla matice tuhosti singulární). V našem případě odebereme všechny stupně volnosti v uzlech ležících v mediální rovině na křížové kosti (obr. 5.15). Na sponě stydké v téže rovině odebereme posuvy UX. V modelech, kde byly uvažovány pouze dva svaly je velmi pravděpodobné natáčení stehenní kosti kolem osy x (tento pohyb by byl ostatními svaly znemožněn), proto je tento pohyb zamezen předepsáním nulových posuvů UZ na konci stehenní kosti (bod A).

## **5.3 MODEL VNITŘNÍCH ÚČINKŮ**

Pro řešení jsou využity strukturální prvky SOLID95, SOLID45 a SHELL181, neuvažujeme setrvačné síly, úloha je díky kontaktu nelineární a jsou uvažovány velké deformace. Vzhledem k tomu, že jsou výpočty prováděny na školní verzi ANSYSu může model obsahovat maximálně 128 000 uzlů. S ohledem na tuto skutečnost jsou v modelu použity prvky SOLID95 v pouze omezené míře a to jen v nezbytných oblastech. Jinak jsou použity prvky SOLID45, přechody mezi

kvadratickými a lineárními prvky jsou ve všech případech ošetřeny. Vnější povrch pánve a stehenní kosti je pokryt skořepinovými prvky SHELL181.

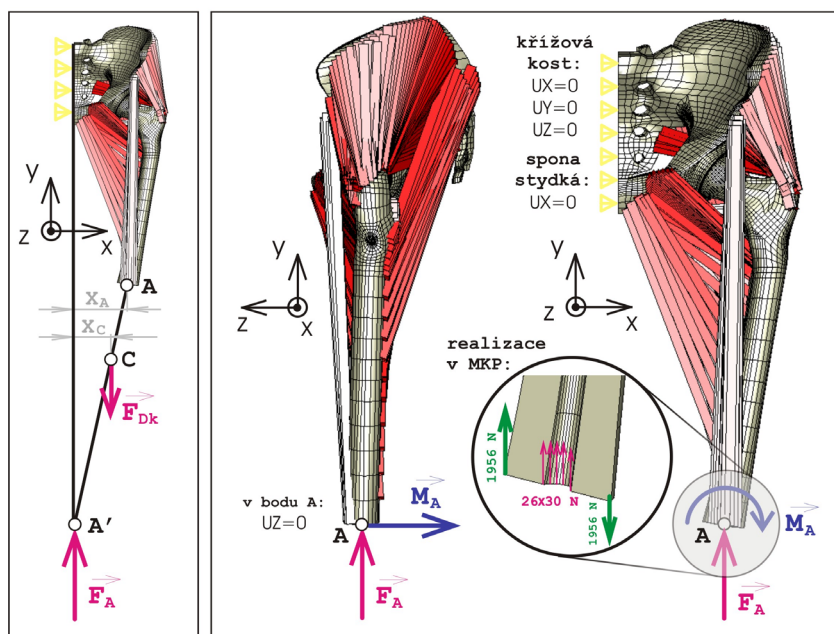
## 5.4 MODEL MATERIÁLU

tab. 1 Materiálové konstanty

		modul pružnosti v tahu E [MPa]	Poissonovo číslo $\mu$
jamka	polyetylén	500	0,3
hlavice	keramická	$3,9 \cdot 10^5$	0,3
chrupavka		60	0,3
dřík THR, femorální komponenta, jamka	kovový	$2,1 \cdot 10^5$	0,3
kostní cement		2500	0,3
kompaktní kost		14100	0,3
spongiózní kost		490	0,3

Kostní tkáň, chrupavka a implantáty byly modelovány homogenním, izotropním a lineárně-elastickým kontinuem. U kostní tkáně byl také vyzkoušen ortotropní a u chrupavky hyperelastický materiálový model. Svaly jsou modelovány lanovými prvky, kterým je předepsána vysoká hodnota modulu pružnosti  $E = 1 \cdot 10^8$  MPa. Tento model svalů odpovídá izometrické kontrakci, při níž se ve svalu zvyšuje napětí beze změny jeho délky. Uvažujeme lineárně-elastický materiál.

## 5.5 MODEL ZATÍŽENÍ



obr. 5.15 Okrajové podmínky




Zatížení kyčelního kloubu odpovídá zatížení člověka o hmotnosti 80 kg ( $F_A = 784,8$  N) při stoji na jedné dolní končetině bez uvažování tíhy dolní končetiny. Poněvadž model obsahuje pouze část stehenní kosti, je nutno zatížení působící na

nohu (bod  $A'$ ) od podložky přepočítat ve smyslu statické ekvivalence do distálního konce stehenní kosti (bod  $A$ ).

V konečnoprvkovém modelu je pak tato síla rozložena do 26 uzlů. Moment  $M_A$  je nahrazen pomocí dvou sil (silovou dvojicí) o velikosti: ( $x_A = 99,7$  mm, průměr konce stehenní kosti v místě  $A$   $d_A = 40$  mm)  $(F_A \cdot x_A) / d_A = 1956N$ .

## 6 HLAVNÍ VÝSLEDKY PRÁCE

### 6.1 STRUČNÝ PŘEHLED PROVEDENÝCH VÝPOČTŮ

rovnávací analýza	deformačně-napětové analýzy	citlivostní analýzy
<b>Kyčelní kloub s aplikovanou povrchovou náhradou</b> 	totální	<ul style="list-style-type: none"> <li>výpočty při stožení na jedné dolní končetině                             <ul style="list-style-type: none"> <li>vliv nastavení kontaktních prvků (výsledky nejsou uvedeny)</li> <li>vliv geometrie femorální komponenty</li> <li>vliv způsobu fixace femorální komponenty k stehenní kosti</li> <li>vliv materiálu femorální komponenty a jamky</li> <li>vliv průměru a délky stopky femorální komponenty</li> <li>vliv velikosti zatížení</li> <li>vliv velikosti vůle mezi jamkou a femorální komponentou</li> </ul> </li> <li>výpočty pro fáze kroku</li> </ul>
	částečná	<ul style="list-style-type: none"> <li>pro dvě varianty povrchové náhrady</li> </ul>
	<b>Kyčelní kloub fyziologický</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>vliv materiálového modelu kostní tkáně stehenní kosti                             <ul style="list-style-type: none"> <li>izotropní materiálový model</li> <li>ortotropní materiálový model</li> <li>stochasticky zadané materiálové charakteristiky</li> </ul> </li> <li>vliv materiálového modelu chrupavky</li> </ul>
<b>Kyčelní kloub s aplikovanou klasickou náhradou</b> 	<ul style="list-style-type: none"> <li>totální                             <ul style="list-style-type: none"> <li>dřík CF-30, 28 mm keramická hlavice, polyetylénová jamka</li> <li>dřík CF-30, hlavice BFH, CoCr jamka (stejná jako u povrchové náhrady)</li> </ul> </li> <li>částečná                             <ul style="list-style-type: none"> <li>dřík CF-30, kovová hlavice</li> </ul> </li> </ul>	

Z tohoto výčtu jsou vybrány pouze některé výpočty, jejichž výsledky jsou prezentovány v následujících kapitolách.

### 6.2 KYČELNÍ KLOUB S APLIKOVANOU TOTÁLNÍ POVRCHOVOU NÁHRADOU

#### Kontaktní tlaky

Veličina, která charakterizuje přenos zatížení mezi jamkou a femorální komponentou a mezi femorální komponentou a stehenní kostí je kontaktní tlak. Rozložení kontaktních tlaků pro dvě vybrané varianty (V4 a V5, cementovaná femorální komponenta, chování kontaktu BONDED, tloušťka vrstvy cementu 2 mm) jsou zobrazeny na obr. 6.1 až obr. 6.4.



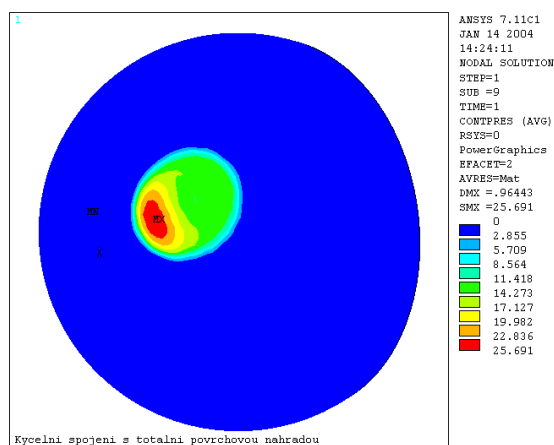
Uvažované způsoby fixace femorální komponenty k stehenní kosti:

- necementovaná femorální komponenta (chování kontaktu NORMAL, uvažováno tření)
- cementovaná femorální komponenta, chování kontaktu NORMAL, BONDED

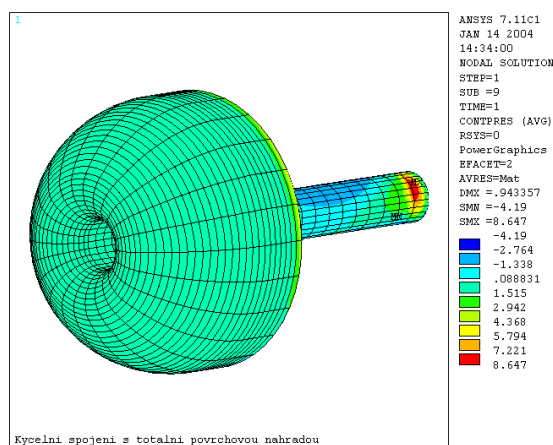
Většina v současné době používaných povrchových náhrad se fixuje následujícím způsobem: cementovaná femorální komponenta a necementovaná jamka.

Kontakt 1 – kontakt mezi jamkou a femorální komponentou, kontakt 2 – kontakt mezi femorální komponentou a stehenní kosti. Chování kontaktu BONDED – kontaktní a target plocha je slepena, vzájemný pohyb bodů na kontaktní a target ploše je omezen ve všech směrech, jakmile jsou body do kontaktu zařazeny zůstávají stále v průběhu výpočtu v kontaktu. Tento stav modeluje vznik mechanické vazby mezi kostním cementem a femorální komponentou

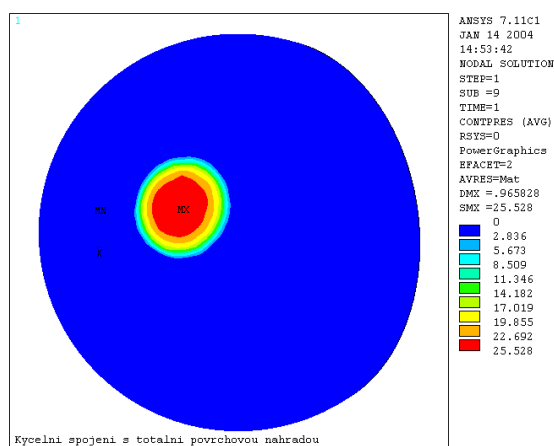
U všech obrázků jsou v legendách napětí uvedena v [MPa].



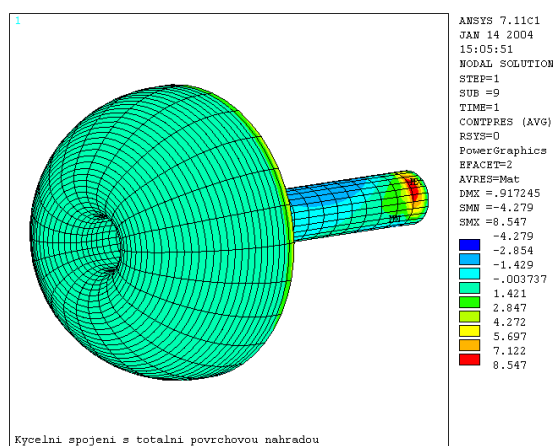
obr. 6.1 Rozložení kontaktního tlaku – kontakt 1, varianta V4, pohled shora



obr. 6.2 Rozložení kontaktního tlaku – kontakt 2, varianta V4, pohled shora



obr. 6.3 Rozložení kontaktního tlaku – kontakt 1, varianta V5, pohled shora



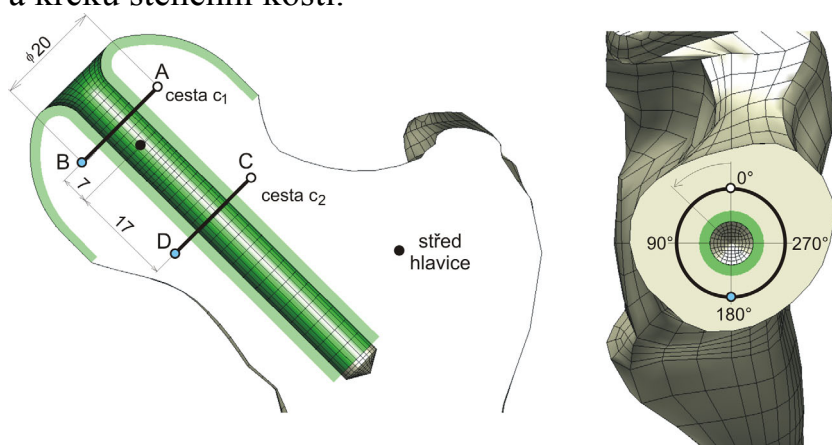
obr. 6.4 Rozložení kontaktního tlaku – kontakt 2, varianta V5, pohled shora



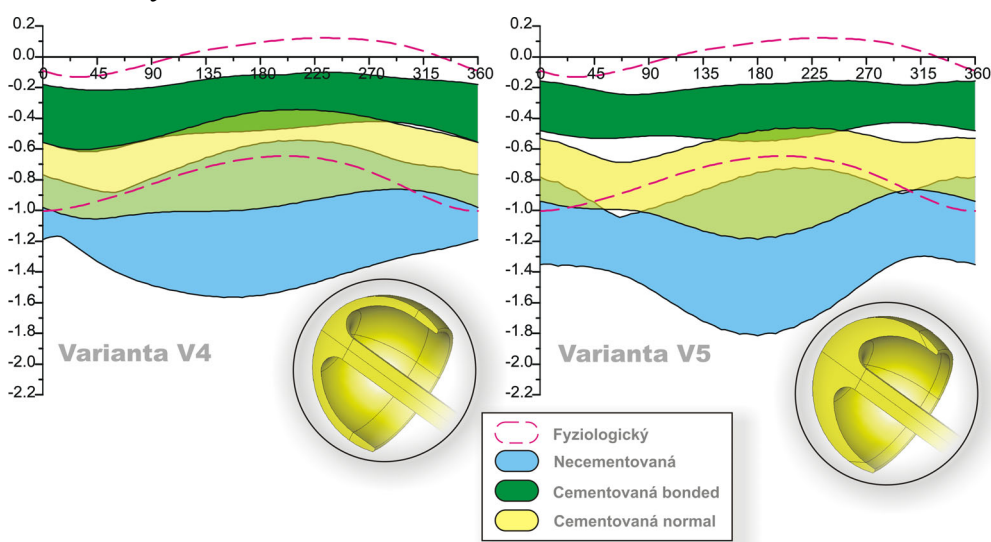
## Hodnocení jednotlivých variant z hlediska rozložení napětí ve spongiózní kosti hlavice a krčku femuru

Vzhledem k tomu, že v hlavici stehenní kosti nelze nalézt nějakou dominantní složku napětí, kterou bychom použili pro vzájemné porovnání, tak jak můžeme např. učinit v diafýze femuru, je porovnání provedeno pro hlavní napětí  $\sigma_1$  a  $\sigma_3$ , jež jsou vynesena na dvou kruhových cestách  $c_1$  a  $c_2$ . Poloha, rozměry a označení cest jsou uvedeny na obr. 6.5. Poloha cest je volena, tak aby byla u všech variant vždy na totožném místě vůči středu hlavice. Pro celkovou představu jsou také zobrazeny rozložení hlavních napětí v řezu přes spongiózní kost femuru (obr. 6.8 až obr. 6.13).

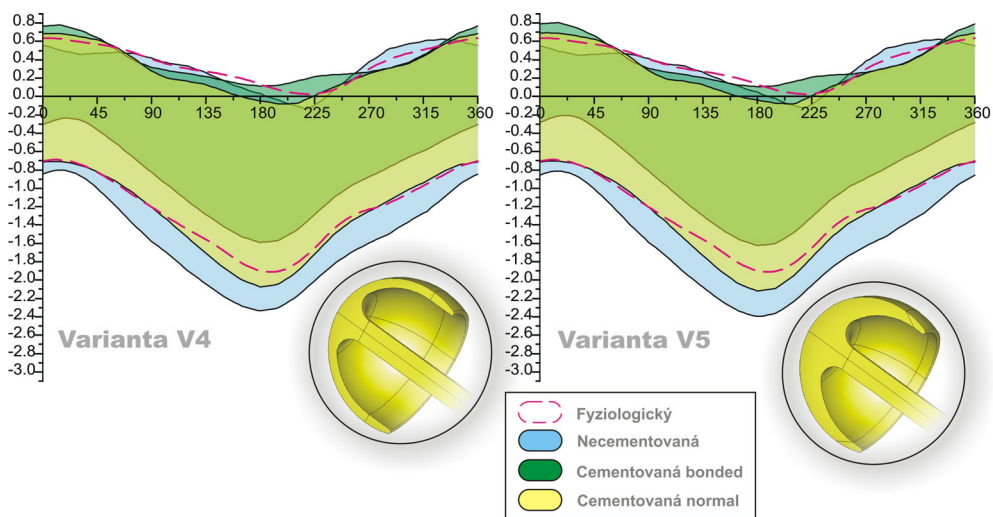
V grafech na obr. 6.6 a obr. 6.7 jsou vynesena hlavní napětí  $\sigma_1$  a  $\sigma_3$  po kruhové cestě  $c_1$  umístěné v hlavici stehenní kosti a po kruhové cestě  $c_2$  umístěné v krčku stehenní kosti pro dvě vybrané varianty V4 a V5. Hlavní napětí jsou označena dle relace  $\sigma_1 \geq \sigma_2 \geq \sigma_3$  a pro přehlednost není vykresleno napětí  $\sigma_2$ . Na základě těchto rozložení je hodnocen vliv femorální komponenty na napjatost uvnitř hlavice a krčku stehenní kosti.



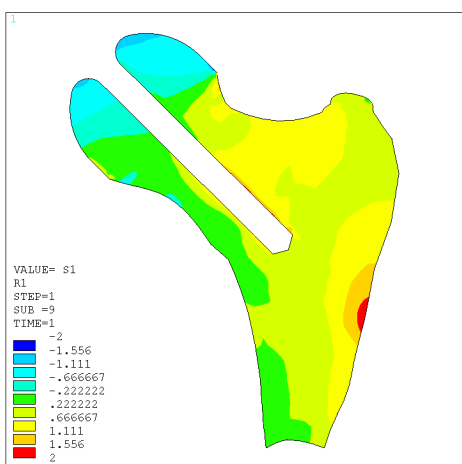
obr. 6.5 Vyznačení cest v hlavici a v krčku stehenní kosti



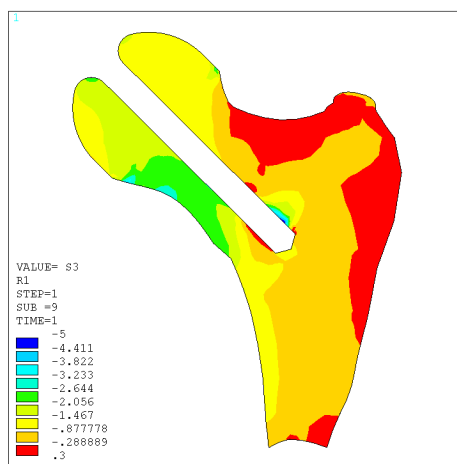
obr. 6.6 Hlavní napětí  $\sigma_1$  a  $\sigma_3$  vynesena po cestě  $c_1$



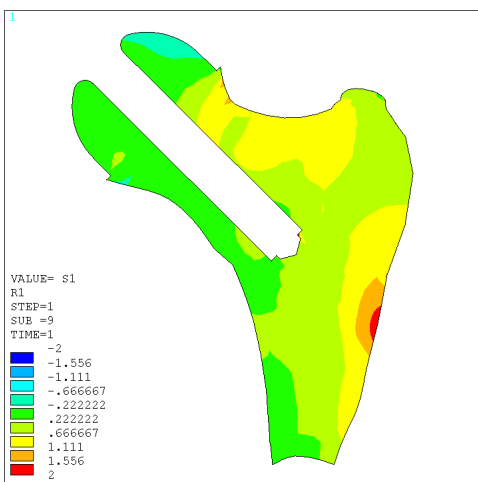
obr. 6.7 Hlavní napětí  $\sigma_1$  a  $\sigma_3$  vynesena po cestě  $c_2$



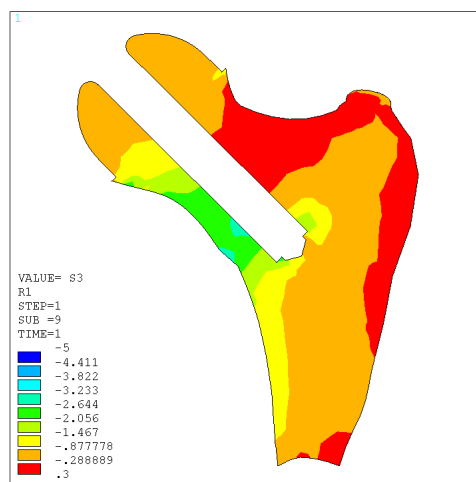
obr. 6.8 Rozložení napětí  $\sigma_1$ , varianta V4 necementovaná



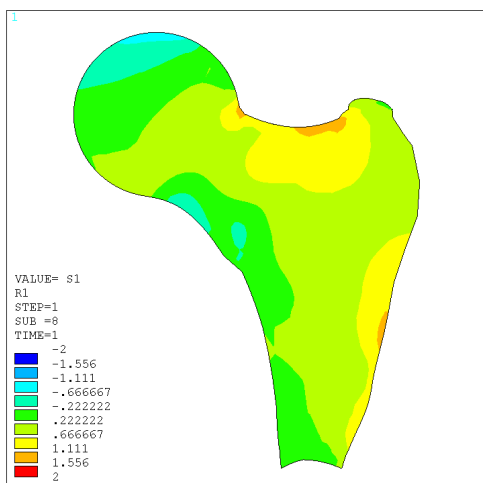
obr. 6.9 Rozložení napětí  $\sigma_3$ , varianta V4 necementovaná



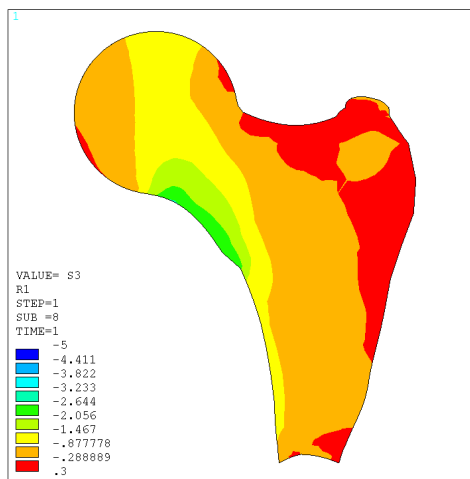
obr. 6.10 Rozložení napětí  $\sigma_1$ , varianta V4 cementovaná BONDED



obr. 6.11 Rozložení napětí  $\sigma_3$ , varianta V4 cementovaná BONDED



obr. 6.12 Rozložení napětí  $\sigma_1$ ,  
fyziologický kloub

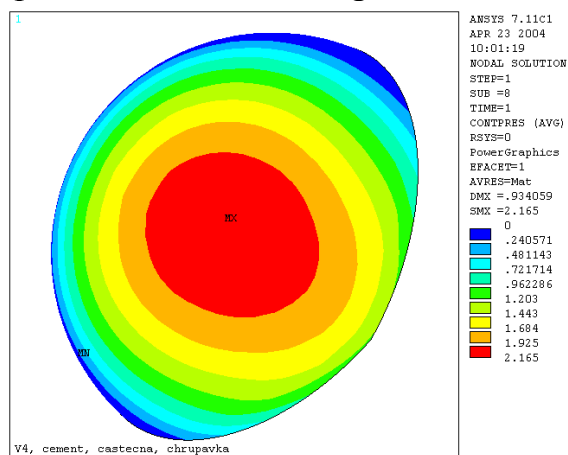


obr. 6.13 Rozložení napětí  $\sigma_3$ ,  
fyziologický kloub

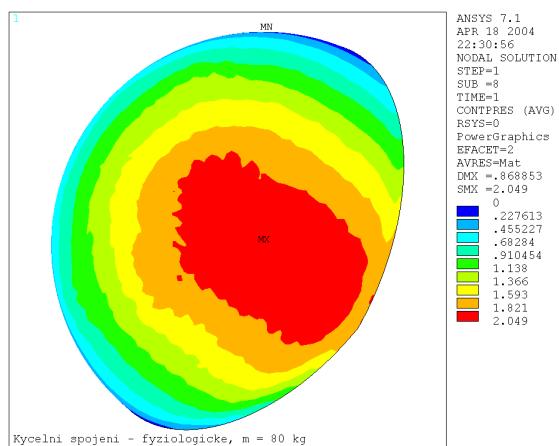
### 6.3 KYČELNÍ KLOUB S APLIKOVANOU ČÁSTEČNOU POVRCHOVOU NÁHRADOU

V současné době se z nabídky povrchových náhrad kyčelního kloubu dominantně používají náhrady totální, ale řada výrobců má i ve svém sortimentu náhrady částečné, jejichž použití výrazně závisí na stavu chrupavky v acetabulu.

Výpočty byly provedeny pro povrchovou náhradu označenou jako varianta V4 (obr. 5.1) s cementovanou femorální komponentou, chování kontaktu mezi cementem a femorální komponentou nastaveno na BONDED. U částečné náhrady je nahrazena pouze hlavice femuru, acetabulum s chrupavkou zůstává. Modul pružnosti subchondrální kosti  $E = 2000$  MPa, chrupavky  $E = 20$  MPa. Zatížení odpovídá hmotnosti 80 kg.



obr. 6.14 Rozložení kontaktního tlaku mezi  
chrupavkou acetabula a femorální  
komponentou

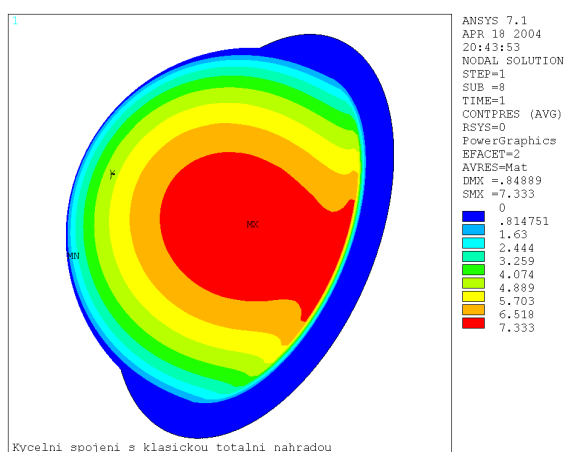


obr. 6.15 Rozložení kontaktního tlaku mezi  
chrupavkou acetabula a chrupavkou na  
hlavici ve fyziologickém kloubu

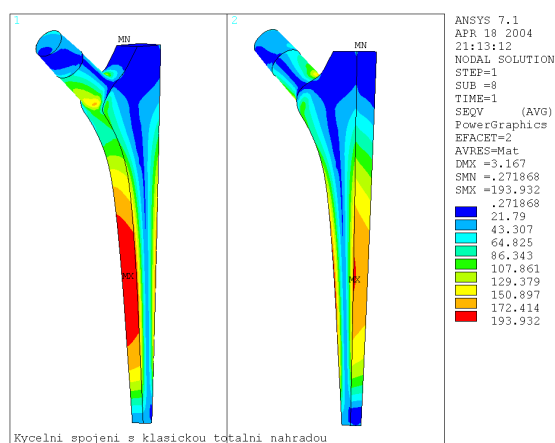
## 6.4 KYČELNÍ KLOUB S APLIKOVANOU KLASICKOU TOTÁLNÍ NÁHRADOU

V současné době je ročně aplikován přibližně jeden milión totálních endoprotéz kyčelního kloubu a počet aplikací stále narůstá, je tedy vhodné zabývat se detailní analýzou všech problémů souvisejících s THR a jejich vývojem. V mém případě bylo cílem těchto výpočtů získat deformačně-napěťové stavy ve spongiózní a kortikální kosti femuru, tak abychom je mohli použít pro srovnávací analýzu s kyčelním kloubem s povrchovou náhradou a ukázat na rozdílnost a posoudit výhody či nevýhody té či oné náhrady. Tato skutečnost byla zohledněna při vytváření výpočtového modelu.

Výpočet byl proveden na konečnoprvkové modelu dle obr. 5.13 a obr. 5.14. Klasická náhrada je tvořena cementovaným dříkem CF-30, keramickou hlavici o průměru 28 mm a polyetylenovou jamkou. Vzhledem k tomu, že existuje i klasická náhrada s hlavici a jamkou, jež se tvarem a rozměry podobá náhradě povrchové (výhoda spočívá v tom, že náhrada umožňuje velký rozsah pohybů), byly výpočty realizovány i na tomto typu náhrady (obr. 5.9). Rozměry hlavice a jamky byly navrženy, neboť nebyly k dispozici a byl použit stejný dřík jako u náhrady klasické. Zatížení odpovídalo hmotnosti člověka  $m = 80$  kg.



obr. 6.16 Rozložení kontaktního tlaku mezi polyetylenovou jamkou a keramickou hlavici, kontaktní prvky umístěny na jamce, pohled shora



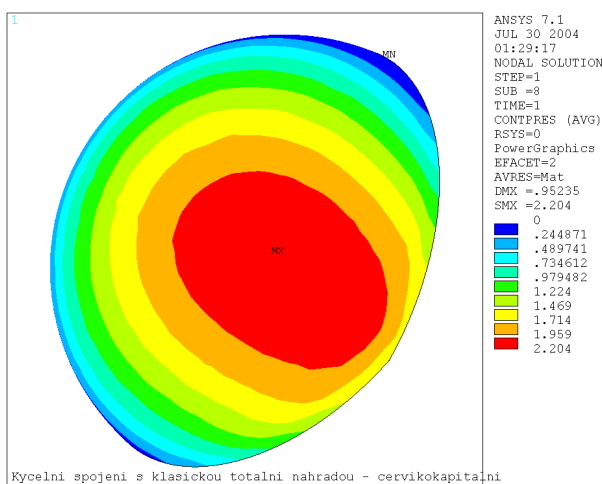
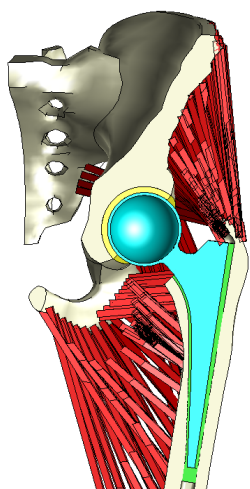
obr. 6.17 Rozložení redukovaného napětí dle podmínky HMH na dříku náhrady

## 6.5 KYČELNÍ KLOUB S APLIKOVANOU KLASICKOU ČÁSTEČNOU NÁHRADOU

Částečná náhrada není v počtu implantací tak častá jako náhrada totální, ale její použití není zanedbatelné. Aby bylo vytvoření výpočtového modelu klasické částečné náhrady (obr. 6.18) co nejjednodušší byl upraven výpočtový model klasické totální náhrady (obr. 5.13) s tím, že byl ponechán dřík a byl pozměněn tvar

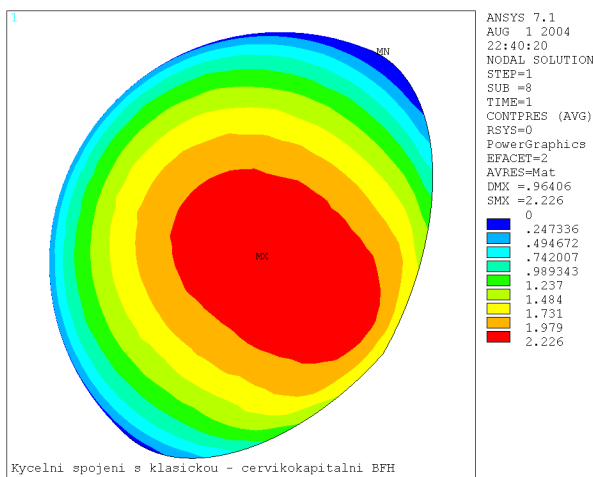
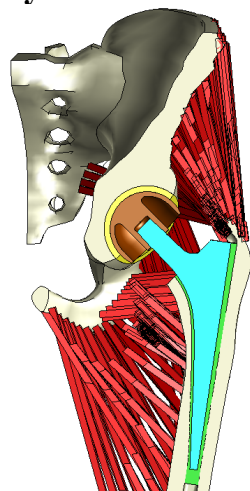
a velikost hlavice a jamka byla nahrazena chrupavkou. Celkem byly vytvořeny dvě varianty částečné náhrady, obě byly inspirovány dnes užívanými částečnými náhradami. Druhá varianta (obr. 6.20) vycházela z náhrady BFH (obr. 5.9). U obou variant byl průměr hlavice 50 mm a dřík cementovaný. Rozměry náhrad byly navrženy a neodpovídají žádnému ze současně používaných implantátů. Ve skutečnosti se u částečných náhrad používá jiný tvar dříku, ale vzhledem k tomu, že nás dominantně zajímá rozložení kontaktního tlaku na chrupavce můžeme použít stejný dřík jako u varianty totální, neboť typ dříku tuto veličinu neovlivňuje.

Z výsledku je uvedeno pouze rozložení kontaktního tlaku mezi chrupavkou acetabula a hlavicí. Ostatní výsledky jsou shodné jako u náhrady totální.



obr. 6.18 Konečnoprvkový model    obr. 6.19 Rozložení kontaktního tlaku

### Kyčelní kloub s aplikovanou klasickou částečnou náhradou (BFH)

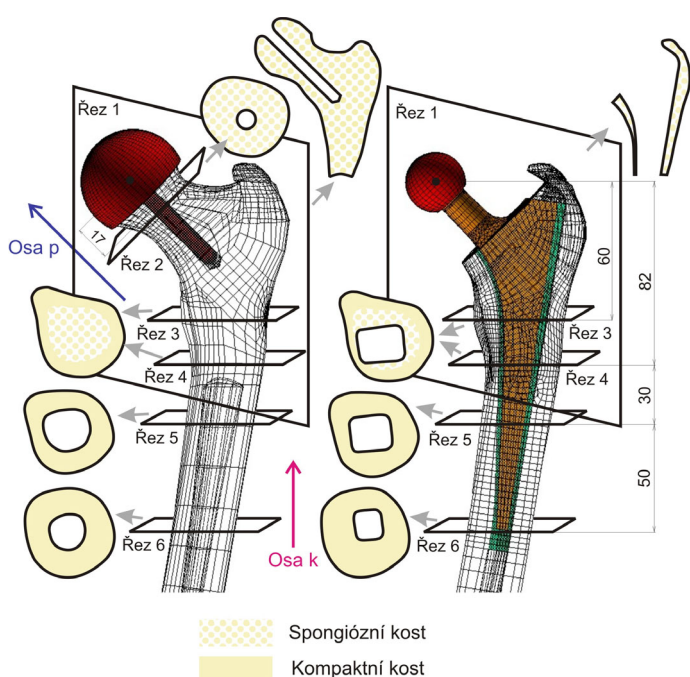


obr. 6.20 Konečnoprvkový model    obr. 6.21 Rozložení kontaktního tlaku

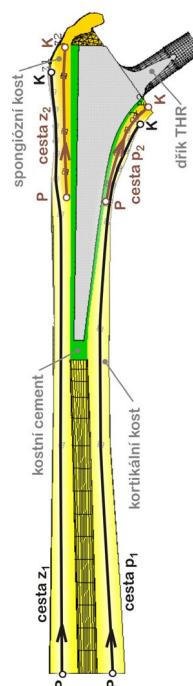
## 6.6 SROVNÁVACÍ ANALÝZA

Srovnání je provedeno na základě porovnání příslušných složek napětí v řezech vedených přes spongiózní a kortikální kost femuru a porovnání průběhu napětí vynesných po cestách. Poloha s označením řezů je zobrazena na obr. 6.22, poloha s označením cest na obr. 6.23.

Řez 1 je veden osou povrchové náhrady a je kolmý na transverzální rovinu, u THR je řez veden rovinou symetrie dříku. Řezem 1 je říznuta pouze spongiózní kost. V průřezech, které vzniknou řezem 1 a 2 je vykreslováno napětí ve směru osy krčku (osa p), v průřezech, které vzniknou řezem 3, 4, 5 a 6 je vykreslováno napětí ve směru těla femuru (osa k).



obr. 6.22 Schématické znázornění řezů

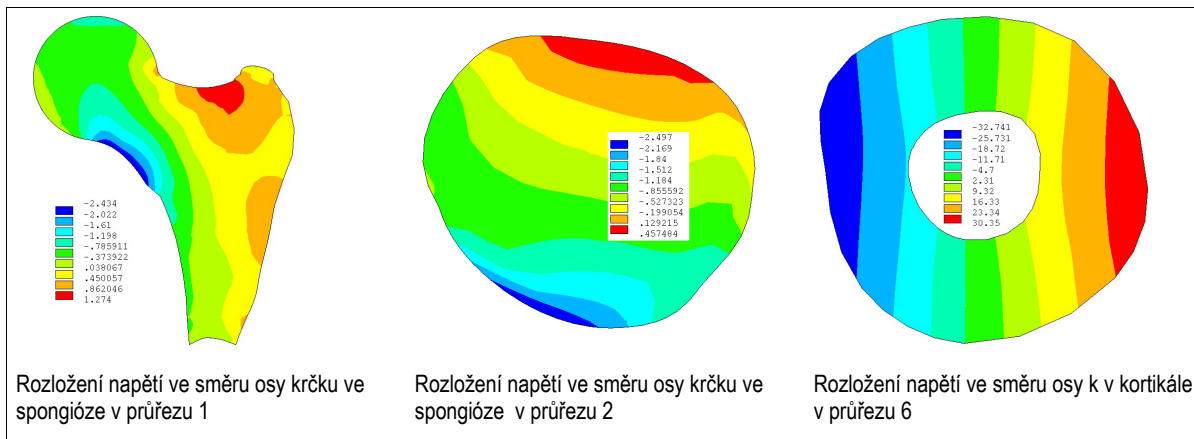


obr. 6.23 Cesty v kortikální a spongiózní kosti femuru

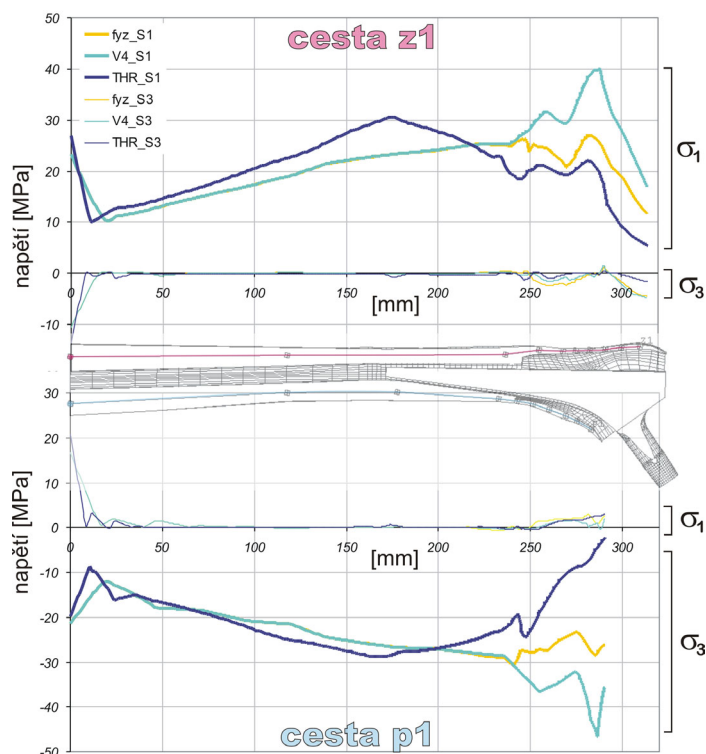


obr. 6.24 Varianta V4, fixace kostním cementem, chování kontaktu BONDED





obr. 6.25 Fyziologický kyčelní kloub



obr. 6.26 Rozložení hlavních napětí  $\sigma_1$  a  $\sigma_3$  v kortikální kosti femuru vynesných na cestách z<sub>1</sub> a p<sub>1</sub>

Dále jsem ještě pro stehenní kost s povrchovou náhradou dle varianty V4 cementované BONDED, pro kyčelní kloub s klasickou THR a pro fyziologický kloub vynesl hlavní napětí  $\sigma_1$  a  $\sigma_3$  na cestách z<sub>1</sub> a p<sub>1</sub> v kortikální kosti.

## 7 ZÁVĚR

Na dostupných hardwarových a softwarových prostředcích byly vytvořeny a odladěny tři základní výpočtové modely kyčelního kloubu:

- výpočtový model kyčelního kloubu s aplikovanou povrchovou náhradou (bylo navrženo několik geometrií povrchové náhrady)
- výpočtový model fyziologického kyčelního kloubu
- výpočtový model kyčelního kloubu s aplikovanou klasickou náhradou

Modely byly vytvořeny tak, aby se na nich daly snadno a rychle měnit některé vstupní parametry (rozměry a poloha náhrady, vstupní materiálové hodnoty,

vzájemná poloha pánevní a stehenní kosti, apod.). Výpočtový model fyziologického kloubu a kloubu s aplikovanou klasickou THR byl vytvořen z důvodů srovnávacích analýz.

Na prezentovaných výpočtových modelech a jejich modifikovaných verzích byly provedeny deformačně-napěťové analýzy z jejichž výsledků plynou následující závěry:

- Na základě rozboru získaných výsledků lze konstatovat, že změnou parametrů (geometrických a materiálových) femorální komponenty povrchové náhrady, lze měnit rozložení kontaktního tlaku mezi femorální komponentou a kostí a rozložení napětí uvnitř stehenní kosti tak, aby se blížilo fyziologickému (normálnímu) stavu. Z výsledků také vidíme, že tvar náhrady nemá tak podstatný vliv na rozložení napětí uvnitř hlavice a krčku jako způsob fixace náhrady ke kosti. Pokud se použije cementovaná náhrada sníží se zatížení kostní hmoty v hlavici a na krčku oproti hodnotám zjištěným na zdravém kloubu a naopak u necementované náhrady dochází k přetížení. Také vlastnosti rozhraní femorální komponenta/cement výrazným způsobem ovlivňuje rozložení napětí uvnitř kosti. Pokud zhodnotíme femorální komponenty vzhledem k meznímu stavu pružnosti vychází nejmenší bezpečnost 2,6. U některých variant povrchové náhrady vznikají na kontaktní ploše mezi femorální komponentou a cementem nebo kostí koncentrace napětí (např. obvod hlavice, oblast ukončení stopky náhrady), které jsou nežádoucí, neboť mohou způsobit mezní stav u cementu případně u spongiózní kosti. Výskyt těchto nepříznivých koncentrací napětí je odstraněn u variant V4, V5 (modifikovaná varianta V4, posunuta vnitřní plocha hlavice vůči vnější), proto bych je doporučil k použití, a to proto, že zajišťují poměrně příznivé rozložení kontaktního tlaku (rozložení bez lokálních koncentrací) a rozložení napětí uvnitř kosti (rozložení se blíží rozložení fyziologickému) a také při jejich implantaci nedojde k odebrání velkého množství kostní hmoty.
- Na výpočtech pro různé fáze kroku (pomalá chůze) byl ověřen předpoklad, že při stožení na jedné dolní končetině, tedy stav, který uvažujeme u všech výpočtů, vzniká v kloubu síla, která představuje maximum z průběhu výsledné síly v kyčelním kloubu během pomalé chůze.
- Na výpočtovém modelu fyziologického kloubu byly získány deformačně-napěťové stavy, které nám posloužily pro srovnávací analýzu. Na tomto kloubu byla provedena celá řada výpočtů, na kterých byly testovány různé materiálové modely kostní tkáně a chrupavky. Z výsledků vyplývá:
  - Bylo vypočteno rozložení fyziologického kontaktního tlaku mezi chrupavkami na hlavici a v acetabulu, dokonce bylo vypočteno v jakém rozmezí se pohybuje maximální hodnota kontaktního tlaku při stochasticky zadaných materiálových charakteristikách kostní tkáně. Bylo také zjištěno, že podstatnější vliv na rozložení kontaktního tlaku mají materiálové charakteristiky kortikální kosti, než použitý materiálový model spongiózní kosti.



- Použijeme-li ortotropní a izotropní materiálový model pro stehenní kost zjišťujeme, že pokud nás z výsledků zajímají kontaktní tlaky tak jejich ovlivnění je v přijatelných mezích (maximální odchylka 12 %), neboť kontaktní tlak je více ovlivněn materiálovými charakteristikami chrupavky. Byly také vyzkoušeny dva materiálové modely chrupavky: homogenní izotropní a homogenní hyperelastický, jež neukázaly nějaký výrazný rozdíl v rozložení kontaktních tlaků a při použití hyperelastického modelu byla zjištěna lineární závislost mezi maximální hodnotou kontaktního tlaku a zátěžnou silou.
- Byly vypočteny deformačně-napěťové stavy u kyčelního kloubu s aplikovanou klasickou totální a částečnou náhradou. Výsledky nám posloužily pro srovnávací analýzu.
- Částečná povrchová náhrada kyčelního kloubu poskytuje téměř shodné rozložení kontaktního tlaku ve srovnání s rozložením získaným u fyziologického kyčelního kloubu. Tato skutečnost je pro tuto náhradu velmi výhodná a zřejmě taky dokazuje skutečnost proč měly některé částečné náhrady tak dlouhou trvanlivost. Tato náhrada má však velké omezení v tom, že může být použita pouze u pacientů s chrupavkou v dobré stavu.
- Ze srovnávacích analýz vyplývají následující nejdůležitější závěry:
  - U klasické THR velkou část zatížení přenesou dřík, čímž způsobí odlehčení proximální části kortikální kosti a přetížení okolí konce dříku. U povrchové náhrady naopak dochází k přetížení proximální části kortikální kosti především tedy Adamsova oblouku.
  - Srovnáme-li rozložení směrů hlavních napětí u fyziologického kloubu a kloubu s aplikovanou povrchovou náhradou ve spongiózní kosti femuru zjišťujeme, že k rozdílům dochází především v hlavici a v oblasti Adamsova oblouku, ale i přesto je rozložení velmi podobné rozložení fyziologickému.
  - Z hlediska rozložení napětí uvnitř spongiózní kosti po aplikaci povrchové a klasické THR zjišťujeme, že v případě povrchové náhrady se rozložením napětí blížíme fyziologickému stavu. Dále z analýz vyplývá, že změnou parametrů povrchové femorální komponenty můžeme ovládat rozložení napětí uvnitř kosti a to v dost velkém rozsahu. U klasické náhrady dochází v proximální části kortikální kosti oproti fyziologickému stavu k odlehčení, a takové možnosti jako u povrchové náhrady na změnu rozložení napětí nemáme.

Na základě provedené rešeršní studie můžeme konstatovat, že počet aplikací povrchové náhrady vzrůstá a toto období se nazývá jako „nová éra povrchové náhrady“. Aktuálně se rozvíjí několik typů povrchové náhrady (dominantní postavení mají povrchové náhrady kov-na-kov). Krátkodobé klinické výsledky i výsledky konečnoprvkových analýz nás přesvědčují o tom, že má smysl povrchové náhrady stále vyvíjet a věřme, že prokážou-li se výhody těchto náhrad z

dlouhodobého hlediska stanou se standardní léčbou pro konkrétní skupinu pacientů, kterým umožní návrat do běžného života bez bolesti a bez výrazného pohybového omezení. Užitím povrchových náhrad v klinické praxi se v žádném případě nenahradí klasické THR, jež prošly dlouhodobým vývojem a v současné době poskytují velmi uspokojivé výsledky.

## LITERATURA

### Publikace související s povrchovými náhradami

- [1] Alberta Heritage Foundation for Medical Research, *Metal-on-metal hip resurfacing for young, active adults with degenerative hip disease*. March 2002
- [2] National Horizon Scanning Centre, *Metal on metal resurfacing hip arthroplasty* (hip resurfacing), December 2000
- [3] National Institute for Clinical Excellence, *Guidance on the use of metal on metal hip resurfacing arthroplasty*, June 2002, Web: [www.nice.org.uk](http://www.nice.org.uk)
- [4] Birmingham Hip Resurfacing Brochure, Midland Medical Technologies LTD, University of Birmingham Research Park
- [5] Buechel-Pappas, *Integrated Total Hip Replacement System, Resurfacing Type Surgical Procedure by Frederick F. Buechel, M.D.*, Endotec (c2000)
- [6] Siguier M., Siguier T., Brumpt, B., Judet, T.: *M.S. Partial Resurfacing Device in the Treatment of Osteonecrosis of the Femoral Head Original Technique and Report of 35 Cases*.
- [7] Hazelwood SJ, Rodrigo JJ, Sharkey NA, et al. *Femoral surface strain: A comparison between a cup arthroplasty and conventional long-stem prosthesis* (abstract). Presented at the Combined Ortho Ortopaedic Researched Society Meeting 1995, San Diego, USA
- [8] Vale L, Wyness L, McCormack K, McKenzie L, Brazzelli M, Stearns SC. *A systematic review of the effectiveness and cost-effectiveness of metal-on-metal hip resurfacing arthroplasty for treatment of hip disease*. Health Technol Assess 2002,6(15)
- [9] K.A. DE Smet, C. Pattyn, R. Verdonk. *Early results of primary Birmingham hip resurfacing using a hybrid metal-on-metal couple*. Hip International, Vol. 12 no.2, pp. 158-162, 2002
- [10] Harlan C. Amstutz, Peter Grigoris, Frederick J. Dorey. *Evolution and future of surface replacement of the hip*, Journal of Orthopaedic Science 3, 169-186, 1997
- [11] Udofia, I.J. Jin, Z.M. *Elastohydrodynamic lubrication analysis of metal-on-metal hip-resurfacing prostheses*. Journal of Biomechanics 36, 537-544, 2003
- [12] Shybut, G.T., M.J. Askew, R.Y. Hori, and S. David Stulberg. *Theoretical and Experimental Studies of Femoral Stresses Following Surface Replacement Hip Arthroplasty*. Proc. Inst. Med. Chgo., 33, 95-106, 1980
- [13] Huiskes, R. and Heck, J. van *Stresses in the femoral head-neck region after surface replacement, a three-dimensional finite element analysis*. Transactions of the Orthopaedic Research Society Vol. 6,p. 174. ORS, Chicago, 1981
- [14] Oh, I., Bourne, R. B. and Harris, W. H. *Strain distribution in the femur after surface replacement of the hip*. Transactions of the Orthopaedic Research Society Vol. 4,p. 35. ORS, Chicago, 1979
- [15] Wright Cremascoli Ortho Ltd. *Metal on metal hip resurfacing*. Submission to the National Institute for Clinical Excellence. Woking, Surrey: Wright Cremascoli Ortho, 2001
- [16] Corin Group Ltd. *Hip resurfacing technology*. Submission to the National Institute for Clinical Excellence. Cirencester: Corin Group, 2001
- [17] Midland Medical Technologies Ltd. *The clinical and cost effectiveness of metal on metal hip resurfacing*. Submission to the National Institute for Clinical Excellence. Birmingham: Midland Medical Technologies, 2001
- [18] Wagner M, Wagner H. *Preliminary results of uncemented metal on metal stemmed and resurfacing hip arthroplasty*. Clin Orthop 1996,329S:78-88S
- [19] Schmalzried TP, Fowble VA, Ure KJ, Amstutz HC. *Metal on metal surface replacement of the hip*. Clin Orthop 1996,329S:106-14S
- [20] Amstutz HC. *Arthroplasty options for advanced osteonecrosis*. Orthopedics 2000,23:927-8

- [21] McMinn D, Treacy R, Lin K, Pynsent P. *Metal on metal surface replacement of the hip*. Clin Orthop 1996,329S:89-98S
- [22] Mark Thompson, *The design of a novel hip resurfacing prosthesis*, PhD studies, Queen Mary and Westfield College, University of London, 2001
- [23] Tony M. Keaveny, Wilson C. Hayes. *A 20-Year Perspective on the Mechanical Properties of Trabecular Bone*. Transactions of the ASME, Vol. 115, 1993
- [24] Jin Z M, Dowson D, Fisher J. *Analysis of fluid lubrication in artificial hip joint replacements with Surfaces of high elastic modulus*. Proc Instn Mech Engrs 1997; Vol 211 Part II: 247-256.
- [25] Harlan C. Amstutz, MD. Total Hip Arthroplasty Utilizing a Large Femoral Head and Thin Walled Socket to Improve Range of Motion and Reduce the Risk of Dislocation
- [26] <http://www.hip-clinic.com/en/html/alternatives.html>, aktualizace 1.3.2003
- [27] [www.midmedtec.co.uk](http://www.midmedtec.co.uk), Midland Medical Technologies LTD
- [28] [http://www.orthoteers.co.uk/owl/thr\\_sra\\_history2.htm](http://www.orthoteers.co.uk/owl/thr_sra_history2.htm), aktualizace 3.2.2002
- [29] <http://www.wmt.com/>, Wright Medical Technology, 2003
- [30] <http://www.cormet.com/index.asp>
- [31] <http://www.wmt.com/bigfemoralhead/patients/tmom.asp>
- [32] <http://www.jri-oh.com/hipsurgery/ConserveTHR.asp>
- [33] <http://www.durom.co.uk/>
- [34] <http://www.iconhip.com/>
- [35] <http://www.biomet.com/>

### **Publikace související s materiálovými vlastnostmi kostní hmoty**

- [36] Choi, K., Kuhn, J.L., Ciarelli, M.J., Goldstein, S.A. *The elastic moduli of human subchondral, trabecular, and cortical bone tissue and the size-dependency of cortical bone modulus*. Pergamon Press, 1990
- [37] Van Buskirk, W.C., Ashman, R.B. *The elastic moduli of bone*. In: Cowin SC (ed.) *The mechanical properties of bone*. ASME AMD 45 (1981), 131-143
- [38] Yoon, Y.J., Yang, G., Cowin, S.C. *Estimation of the effective transversely isotropic elastic constants of a material from known values of the material's orthotropic elastic constants*, *Biomechan Model Mechanobiol*, Springer-Verlag 2002
- [39] Jae-Young Rho, Liisa Kuhn-Spearing, Peter Zioupos. *Mechanical properties and the hierarchical structure of bone*. Medical Engineering & Physics, 92-102, 1998
- [40] J. Lawrence Katz, Alain Meunier. *The elastic anisotropy of bone*. *Journal of Biomechanics*, Vol 20, 1987
- [41] R. Bruce Martin. *Determinants of the mechanical properties of bones*. *J. Biomechanics*. Vol. 24, 1991

### **Ostatní publikace**

- [42] Florian Z., Janiček P., Straka M., Janovec M. *Výpočtové modelování mechanických poměrů v oblasti kyčelního spojení u člověka se zaměřením na chirurgické řešení následků patologických změn*. Časopis Inženýrská mechanika, nulté číslo
- [43] Vrbka, M.: *Deformačně napěťová analýza fyziologicky a patologicky vyvinutého kyčelního spojení*. Vědecké spisy VUT v Brně, edice PhD Thesis, Brno, 2004.
- [44] Fuis, V.: *Napjatostní a spolehlivostní analýza keramické hlavice kyčelní endoprotézy*. Vědecké spisy VUT v Brně, edice PhD Thesis, sv. 34, Brno, 2000.
- [45] Hrba, J. *O revmatických nemocech*
- [46] Kršek P. *Possibilities of creation of FEM models from CT/MR data*. Engineering Mechanics, 2000, 27-32, 2000
- [47] Bergmann, Georg, 2001. HIP98. Free University, Berlin (ISBN 3-9807848-0-0)

- [48] Anderson, A.E., Peters, Ch.L., Tuttle B.D., Weiss J.A., *Development and Validation of a Finite Element Model of the Pelvis*, IMECE2003-43134, 2003
- [49] ISO 5832-9: Implants for surgery, Metallic materials, Part 9: Wrought high nitrogen stainless steel

### **Knihy, skripta**

- [50] Bartoníček, J., Doskočil, M., Heřt, J., Sosna, A.: *Chirurgická anatomie velkých končetinových kloubů*, Avicenum, Praha, 1991
- [51] Borovanský, L. a kol. odborná redakce Čihák, R. *Soustavná anatomie člověka díl I*. Praha, Avicenum, 1976, 548 stran.
- [52] Agura, A.M.R.: *Grant's Atlas Of Anatomy*, Williams & Wilkins, USA, 1991, 650 stran.
- [53] Křen, J., Rosenberg, J., Janíček, P., *Biomechanika*, Plzeň, Vydavatelství Západočeské univerzity, 1997, 380 stran.
- [54] Janíček, P., Ondráček, E.: *Řešení problémů modelováním. Téměř nic o téměř všem*. Skriptum FS VUT Brno 1998, 335 stran.
- [55] Petruška, J., *Počítačové metody mechaniky II, Metoda konečných prvků*, FSI VUT Brno 2003, výukový text

### **Autorovy publikace související s dizertační prací**

- [56] Návrat, T. *Napětově deformační analýza částečné povrchové náhrady kyčelního kloubu*. Brno, 2001. Diplomová práce na FSI VUT Brno
- [57] Návrat, T., *Napětově deformační analýza totální povrchové náhrady kyčelního kloubu*. Acta Mechanica Slovaca 2002, 129, 2002, ISSN 1335-2393
- [58] Návrat, T. Florian, Z., *Napětově deformační analýza totální povrchové náhrady kyčelního kloubu*. Výpočtová mechanika 2002, 303-310, 2002, ISBN 80-7082-903-6
- [59] Návrat, T. Florian, Z., *Stress-Strain Analysis of the Total Surface Replacement of the Hip Joint*. Biomechanics of Man 2002, 217-220, 2002, ISBN 80-86317-23-4
- [60] Návrat, T. Florian, Z., *Napětově deformační analýza povrchové náhrady kyčelního kloubu*. FSI Junior conference 2002, ISBN 80-214-2290-4
- [61] Návrat, T. Florian, Z., *Stress-Strain Analysis of Total Surface Replacement of Hip Joint for Variety of Interfaces between Implant and Bone*. Mechatronics, Robotics and Biomechanics 2003, ISBN 80-214-2312-9
- [62] Návrat, T. Florian, Z., *Stress-Strain Analysis of Physiological Hip Joint with Effect of Uncertain Input Material Characteristics*. IM 2003, ISBN 80-86246-18-3
- [63] Návrat, T. Florian, Z., *Experimentální zkoušení mechanických vlastností kostního cementu*. Experimentální Analýza Napětí 2003, ISBN 80-214-2314-5
- [64] Návrat, T. Florian, Z., *Napětově deformační analýza fyziologického kyčelního kloubu se stochasticky zadanými materiálovými vlastnostmi – Ansys & Star-CD User's Meeting 2003*, ISBN 80-239-1598-3
- [65] Florian, Z. Návrat, T. Fuis, V., *Využití MKP při posuzování totálních endoprotéz kyčelního kloubu – Výpočty konstrukcí metodou konečných prvků 2003*, ISBN 80-214-2489-3
- [66] Návrat, T. Florian, Z., *Deformačně-napětová analýza různých typů totální povrchové náhrady kyčelního kloubu – Aplikovaná mechanika 2004*, ISBN 80-227-2030-5
- [67] Návrat, T. Florian, Z., *Deformačně – napětová analýza kyčelního kloubu s aplikovanou povrchovou náhradou, XII. Frejkovy dny s mezinárodní účastí 2004*, ISBN 80-210-3430-0

## ŽIVOTOPIS

### Osobní údaje:

Jméno a příjmení: Ing. Tomáš Návrat  
Datum narození: 26. ledna 1978  
Místo narození: Nový Jičín  
Národnost: Česká  
Trvalé bydliště: J.V.Choráze 1504, Příbor 742 58  
Telefon: +420 776 850 712  
E-mail: [navrat@fme.vutbr.cz](mailto:navrat@fme.vutbr.cz)  
Osobní stránky: <http://www.umt.fme.vutbr.cz/~tnavrat/>



### Vzdělání:

1984 – 1992 Základní škola Npor. Loma Příbor  
1992 – 1996 Střední průmyslová škola a obchodní akademie v Kopřivnici  
1996 – 2001 Fakulta strojního inženýrství, VUT v Brně, Aplikovaná mechanika – Inženýrská mechanika, diplomová práce na téma: Napěťově deformační analýza částečné povrchové náhrady kyčelního kloubu, za tuto práci udělena cena děkana  
2001 – 2004 Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky, Fakulta strojního inženýrství, VUT v Brně, doktorandské studium v oboru aplikovaná mechanika, zaměření: biomechanika kyčelního kloubu.

### Odborná praxe:

Spolupráce na řešení grantu GA ČR 101/01/0974 a na záměru MŠMT MSM262100024.  
Řešitel: grantového projektu FP 330018 a BD 134 3018  
Zaměstnání: 2004 – strojírenský technik, ½ úvazek na ÚMTMB FSI VUT v Brně  
Výuka: cvičení Technická mechanika I, Pružnost a pevnost I

### Jazykové znalosti:

Anglický jazyk

## ABSTRACT

The possibility of damaged joint replacement by means of endoprosthesis means for many people all over the world the only way how to get back to normal life without pain or significant movement limitation. The age limit for carrying out the necessary replacement has been getting lower. Changes in modern lifestyle often result in quick degeneration of the human skeletal system, which also causes degeneration of the hip joint in young patients. Durability of prosthesis and possibilities of re-operations are limited. The surface prosthesis can easily be replaced by conventional implant. The cure of the younger patients with disease of the hip joint is a very difficult clinical problem. Hip resurfacing surgery has been proposed as an alternative to THR for younger more active patients. The metal-on-metal hip resurfacing procedure involves fitting the femoral head with a metal surface and lining the acetabulum with a metal cup to form a pair of metal bearings. Hybrid fixation (the cementless acetabular component and the cemented femoral component) is the best combination for fixation of metallic resurfacing components. Short-term clinical results persuade us to deal with FE analyses because it is important for development of the surface replacement prosthesis. The surface replacement prostheses have now been updated.

The objective of this study was to perform finite-element analyses of computational model of the partial/total surface replacement, conventional partial/total replacement and physiological hip joint. We obtained strain-stress states from these analyses. All results were compared one another and then were confronted with results of the physiological hip joint. The three-dimensional computational model consists of these components: sacral, pelvic and femoral bone, muscles, artificial socket, and surface hip replacement. We were using FEM system ANSYS. The geometrical models of bones were generated by means of computed tomography (CT) images. The CT images were given in the form of IGES format. The geometry of the surface replacement was proposed. The FE model of bone reflects two types of the bone tissues (trabecular and cortical bone) and two muscles (gluteus medius and gluteus minimus) that are important when standing on one leg. The model of the muscle corresponds to isometric contraction. The implants material and bone tissues were modelled as isotropic linear elastic material. The model was loaded by force, corresponding to load by standing on one leg.

In this thesis are presented results from strain-stress analyses, sensitivity analysis and comparative analysis. The results can be used for clinical practice, further research and development of the surface replacement of the hip joint.