

VĚDECKÉ SPISY VYSOKÉHO UČENÍ TECHNICKÉHO V BRNĚ

Edice PhD Thesis, sv. 380

ISSN 1213-4198



Ing. Michal Vaverka

Biomechanická studie
patologicky vyvinutého kyčelního spojení
z hlediska následných chirurgických operací

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

Ing. Michal Vaverka

**BIOMECHANICKÁ STUDIE PATOLOGICKY VYVINUTÉHO
KYČELNÍHO SPOJENÍ Z HLEDISKA NÁSLEDNÝCH
CHIRURGICKÝCH OPERACÍ**

BIOMECHANICAL STUDY OF PATHOLOGICAL HIP JOINT IN TERMS
OF FOLLOWING SURGICAL OPERATIONS

ZKRÁCENÁ VERZE PH.D. THESIS

Obor: Inženýrská mechanika
Školitel: Ing. Zdeněk Florian, CSc.
Oponenti: Prof. Ing. Petr Horyl, CSc.
Doc. MUDr. Jan Poul, CSc.
Prof. Ing. Přemysl Janíček, DrSc.
Datum obhajoby: 21. 6. 2006

Klíčová slova

biomechanika, kyčelní kloub, stehenní kost, pánev, výpočtové modelování, metoda konečných prvků, MKP, deformačně – napjatostní analýza, kontaktní tlak

Keywords

biomechanics, hip joint, femur, pelvis, computational modelling, finite element method, FEM, strain and stress analysis, contact pressure

Místo uložení práce:

Oddělení pro vědu a výzkum

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

© Michal Vaverka, 2006

ISBN 80-214-3217-9

ISSN 1213-4198

OBSAH

1 ÚVOD.....	5
2 KLINICKÉ ŘEŠENÍ PATOLOGII KYČELNÍHO KLOUBU.....	6
3 POPIS PROBLÉMOVÉ SITUACE, FORMULACE PROBLÉMU A CÍLE JEHO ŘEŠENÍ	7
4 SOUČASNÝ STAV ŘEŠENÉ PROBLEMATIKY	8
5 VÝPOČTOVÉ MODELOVÁNÍ.....	9
5.1 Modely geometrie kyčelního spojení.....	9
5.1.1 Model geometrie kyčelního spojení dospělého člověka	9
5.1.2 Modely geometrie kyčelního spojení dospívajícího člověka	10
5.2 Vytvoření sítě konečných prvků	11
5.3 Model materiálů	13
5.4 Model vazeb a zatížení.....	14
5.5 Přehled řešených variant	14
6 ANALÝZA VÝSLEDKŮ	15
6.1 Výsledky výpočtového modelování fyziologického a patologického kloubu dospělého člověka	15
6.2 Výsledky výpočtového modelování fyziologického a patologického kloubu dospívajícího člověka	18
7 ZÁVĚR.....	20
8 LITERATURA	21
9 AUTROVY PUBLIKACE SOUVISEJÍCÍ S DISERTAČNÍ PRACÍ	28
10 SUMMARY.....	29
11 AUTROVO CURRICULUM VITAE	31

1 ÚVOD

Kyčelní kloub je důležitým prvkem pohybové soustavy a jeho onemocnění bývají častou příčinou omezení pohyblivosti člověka, které je zpravidla doprovázeno bolestí. Onemocnění kyčelního kloubu mohou být vrozená nebo získaná. Specifickou skupinu pacientů tvoří děti a dospívající. Mnohé nemoci, které jsou v dětském věku málo zřetelné, se mohou postupem času zhoršit a přecházejí do dospělosti. V poslední době se indikace chirurgických zákroků stále více posouvá do časnějšího věku a platí, že čím dříve je léčba zahájena, tím může být úspěšnější. Proto je velmi aktuální zabývat se patologickými stavy kyčelního kloubu, zvláště těmi, které se vyskytují v dětském věku a u dospívajících pacientů.

Obecně může existovat více způsobů léčby onemocnění kyčelního kloubu. Tam, kde se konzervativní metody léčby nemohou použít nebo jsou neúčinné, je nutno uvažovat o operativním řešení. Vhodný chirurgický zákrok se vybírá podle typu a rozsahu onemocnění, věku pacienta a závisí také na názoru a zvyklostech lékařů na daném pracovišti, kteří se snaží vybírat z osvědčených postupů.

Podstata mnoha operačních postupů spočívá z biomechanického hlediska v upravení nepříznivých silových poměrů mezi stykovými plochami patologického kyčelního kloubu, kterého může být dosaženo např. modifikací nebo rekonstrukcí geometrie některých částí kloubu. V ortopedické literatuře se někdy doslova hovoří o zlepšení biomechanických poměrů v kloubu nebo o úpravě geometrické konfigurace do biomechanicky výhodnějšího postavení. Jedná se tedy vlastně o upravení deformačně – napětíových parametrů v patologickém kloubu tak, aby se po provedení zákroku přiblížily fyziologickému stavu při dosažení co největší stability a pohyblivosti kloubu. Provádění těchto operací, jako jsou např. osteotomie v oblasti kyčelního kloubu, je velmi náročné.

Přestože je kyčelní kloub v biomechanice jednou z nejčastěji řešených částí lidského těla, nejsou v těchto případech lékařům k dispozici výsledky analýz deformačně – napětíových stavů dysplastických kyčelních kloubů na úrovni prostorové MKP úlohy. Přitom výsledky takových analýz budou pro ortopedy další cennou informací při jejich rozhodování jakým způsobem provést chirurgický zákrok, aby terapie byla úspěšná. Provedení analýz napjatosti a deformace v kyčelním spojení pro některé patologické stavy je žádáno klinickou praxí. Proto je nutné zabývat se biomechanikou kyčelního kloubu, avšak tuto problematiku lze úspěšně řešit jen v přímé spolupráci s lékařským pracovištěm, což vyžadovalo navázání spolupráce Ústavu mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky FSI VUT v Brně s Pracovištěm dětské medicíny ve Fakultní nemocnici v Brně. Problematika je konkrétně konzultována s primářem ortopedického oddělení Kliniky dětské chirurgie, ortopedie a traumatologie FN Brno, MUDr. Šimonem Ondrušem.

Předložená práce se zabývá tvorbou výpočtových modelů fyziologického a patologického kyčelního spojení a jeho deformačně – napjatostní analýzou metodou konečných prvků (MKP) v programovém systému ANSYS.

2 KLINICKÉ ŘEŠENÍ PATOLOGIÍ KYČELNÍHO KLOUBU

V klinické praxi se s onemocněními kyčelního kloubu setkáváme často. Vyskytují se nádorová onemocnění, vrozené vady, nekrózy, zánětlivá onemocnění, revmatoidní artritida, neurologické poruchy, artropatie, metabolická a hormonální onemocnění, dále svalové a cévní nemoci, nemoci následkem úrazu atd. Řada chorob je vázáno na určitý věk, u dětí a dospívajících se vyskytují onemocnění jako je vývojová dislokace kyčelního kloubu, coxa vara congenita, coxa vara adolescentinum, Legg-Calvé-Perthesova choroba a další. Orientační přehled častých onemocnění je uveden v Tab.1.

Věk	Onemocnění
0 - 2 roky	Vývojová dysplazie kyčelního kloubu
2 - 5 let	Záněty různého typu
5 - 10 let	Aseptické nekrózy (Perthesova choroba)
10 - 15 let	Coxa vara adolescentinum (epifyzeolýza)
20 - 50 let	Sekundární artróza kyčle
50 a více let	Primární artróza kyčle

Tab.1 Orientační přehled výskytu onemocnění kyčle v závislosti na věku

V poslední době se indikace k operační terapii stále více posouvají do časnějšího věku. Platí, že čím dříve je léčba indikovaná, tím může být úspěšnější. Zanedbaná nebo neúspěšná léčba může mít za následek přetrvání nebo zhoršení choroby a další komplikace v pozdějším věku. Z operačních zákroků uvedeme hlavně operace, které se používají u mladých pacientů a zákroky které se používají výhradně u dospělých nebo jen výjimečně (artrodéza, angulační osteotomie, resekční plastika atd.) zde nebudou podrobně popisovány.

Plastika stříšky (např. Bosworthova) se používá při nedokonalém krytí hlavice, která není příliš deformovaná a luxovaná. Jedná se o postup, kdy se ze zevní plochy lopaty kyčelní odebere kostní štěp a zakotví se do záseku nad defektním okrajem acetabula. Vzniklá stříška je pokračováním defektního okraje acetabula. Jednotlivé techniky různých autorů se příliš neliší.

Acetabuloplastika je přechodem mezi operací stříšky a osteotomií, kdy se mění sklon roviny acetabula.

Osteotomie je chirurgický zákrok prováděný na kostech. Jedná se o protěti kostí v blízkosti kloubního spojení, které umožní úpravu či rekonstrukci geometrie patologického kloubu změnou prostorové orientace jednotlivých segmentů kostí. Osteotomií se má zabránit nadměrné deformaci a přetížení jednotlivých komponent kloubu a má se docílit požadované stability při maximální pohyblivosti v kloubu. Základním principem je dosažení soustřednosti a co největšího pokrytí hlavice v jamce, účelem je zlepšení anatomických a biomechanických poměrů v kloubu tak, aby se deformačně – napěťové parametry zlepšily, případně přiblížily fyziologickému stavu.

Osteotomie se provádí jak na stehenní kosti (např. varizační, valgizační, derotační, Imhäuser – Weber), tak na pánvi (např. Salterova, Steelova, Chiariho)

nebo se provádí kombinace pánevní osteotomie a osteotomie femuru. Osteotomie se řadí k náročným operačním zákrokům, především díky obtížné prostorové orientaci na kyčelním kloubu. Operace vyžaduje poměrně velkou zručnost a zkušenost operátora. Po provedení osteotomie se provádí fixace např. pomocí Kirschnerových drátů. Využívá se hojících a remodelačních schopností tkání.

Aloplastika patří dnes k nejčastějším ortopedickým operacím. Destruovaná hlavice nebo i kloubní jamka jsou nahrazeny umělou náhradou (endoprotézou). V dětském věku se endoprotézy z mnoha důvodů nepoužívají, proto se o nich zmiňujeme pouze okrajově. Umělé náhrady kyčelního kloubu můžeme rozdělit podle několika hledisek. Z hlediska rozsahu nahrazované části rozlišujeme povrchové náhrady, cervikokapitální náhrady, anatomické náhrady a totální náhrady (nejpoužívanější). Náhrady lze rozdělit z hlediska způsobu fixace komponent na cementované, necementované a hybridní. Implantací kloubní náhrady jsou řešena např. degenerativní onemocnění kyčelního kloubu (koxartróza), destrukce kloubu v důsledku revmatoidní artritidy, nádorová onemocnění proximální části femuru, těžké formy reziduálních dysplazií a některá poškození kyčelního kloubu úrazem.

3 POPIS PROBLÉMOVÉ SITUACE, FORMULACE PROBLÉMU A CÍLE JEHO ŘEŠENÍ

V klinické praxi se vyskytuje mnoho druhů onemocnění kyčelního kloubu, která jsou spojena s nepříznivými (patologickými) silovými poměry v kloubu, což úzce souvisí s geometrickou konfigurací v patologickém kloubu, tzn. s tvarem a se vzájemnou polohou jednotlivých částí kloubu. Na ortopedickém oddělení Kliniky dětské chirurgie, ortopedie a traumatologie ve FN Brno se provádí řada operací, které vedou na upravení deformačně – napět'ových parametrů v kyčelním spojení provedením úprav vzájemné polohy částí kloubu nebo modifikací či rekonstrukcí jejich geometrie. Jedná se o náročné operace jako jsou např. osteotomie. Chirurgický zákrok je motivován zlepšením funkčních poměrů v kyčelním spojení blížících se fyziologickému stavu. Patologické změny kyčelního spojení se projeví mimo jiné změnou mechanických poměrů.

Bez biomechanické analýzy je změna mechanických poměrů chirurgickým zákrokem prováděna pouze na základě zkušenosti a intuice operátora. Např. vedení osteotomie pod různým úhlem značně ovlivňuje mechanické veličiny v kloubu. V uvedených případech však nejsou k dispozici výsledky biomechanických analýz, a proto chybí poznatky o mechanických veličinách odpovídajících různým patologickým stavům v kyčelním kloubu. Proto je vhodné doplnit stávající medicínské poznatky o výsledky modelování deformačně – napět'ových stavů patologických kyčelních kloubů na současné úrovni poznání. Tyto výsledky budou představovat pro klinickou praxi další informace a mohou být využity při plánování některých operací na patologických kyčelních kloubech.

Jedním z největších problémů v biomechanice je formulace a kvantitativní popis mezního stavu. Z tohoto důvodu je často jedinou možností provedení srovnávací analýzy, která v našem případě vyžaduje vedle řešení patologického kyčelního spojení i řešení fyziologického kyčelního spojení. Na základě rozboru řešeného problému a zkušenosti lze konstatovat, že pro řešení problémů patologických kyčelních kloubů na potřebné úrovni, vzhledem k povaze řešené problematiky a také z hlediska možné realizace je prakticky jediným vhodným přístupem výpočtové modelování numerickými metodami.

Cílem této práce je zjistit deformačně – napjatostní parametry v kyčelním spojení ve fyziologickém stavu a ve vybraných patologických stavech kyčelního kloubu. S ohledem na výše uvedené skutečnosti bude úkolem vytvořit prostorové výpočtové modely fyziologického a patologického kyčelního spojení dospělého a dospívajícího člověka a s jejich využitím provést deformačně – napjatostní analýzu.

Pro provedení deformačně – napjatostních analýz bude využito výpočtového modelování za použití výpočtového systému ANSYS na bázi metody konečných prvků (MKP). Výpočty budou prováděny na hardwaru dostupném na ÚMTMB FSI VUT v Brně.

4 SOUČASNÝ STAV ŘEŠENÉ PROBLEMATIKY

Poměrně velká část prací se zabývá řešením biomechanických problémů kyčelních kloubů s implantátem [47], [24], [38], [74]. Jedná se o řešení biomechanických problémů totálních nebo povrchových náhrad kyčelního kloubu. Tyto publikace však přímo nespádají do oblasti, na kterou je zaměřena tato disertační práce.

Práce [22] zkoumá změnu silových poměrů v kyčelním spojení po provedení transpozice velkého trochanteru. Autoři [4] využívají experimentální metodu, tzv. telemetrii (dálkové měření). Vyvinuli speciální kyčelní endoprotézu vybavenou tenzometry a v kombinaci s dalším technickým vybavením zaznamenávají in vivo veličiny, z kterých vyhodnocují stykové síly mezi hlavicí endoprotézy a acetabulem. Tyto síly jsou pak dále využity jako vstupy pro optimalizační metodu, pomocí které jsou počítány síly ve svalech.

Další skupinou prací jsou publikace zabývající se zjišťováním stykového tlaku mezi hlavicí femuru a acetabulem. V pracích [9], [26], [8], [17], [68], [19], [87], [98], [40] [42], [34]. [110], [41], [97] a [123] jsou popsány výpočtové modely, pomocí kterých lze analyticky stanovit rozložení stykového tlaku na stykových plochách kyčelního spojení. Nejprve je vypočítána styková síla a ta je pak nahrazena rozloženým spojitým zatížením. Přehled velikostí kontaktních tlaků na stykových plochách v kyčelním kloubu, které byly publikovány různými autory je uveden v práci [8]. Někteří autoři využívají zmíněné analytické metody. Jiní využívají experimentální metody vyžadující buď opět speciální kyčelní endoprotézu vybavenou snímači nebo aplikaci jednorázově aplikovatelných materiálů (filmů) citlivých na tlak.

Analytické modely neuvažují materiálové vlastnosti jednotlivých tkání, stykový tlak se aproximuje pomocí předem zvolené funkce a úloha je ve výše uvedených pracích řešena jako rovinná, u patologických kloubů se neuvažuje reálný prostorový tvar hlavice a jamky. Potřebné geometrické parametry jsou odměřeny z předozadních RTG snímků. Téměř všechny analytické metody zjišťování kontaktního tlaku jsou založeny na stejném principu.

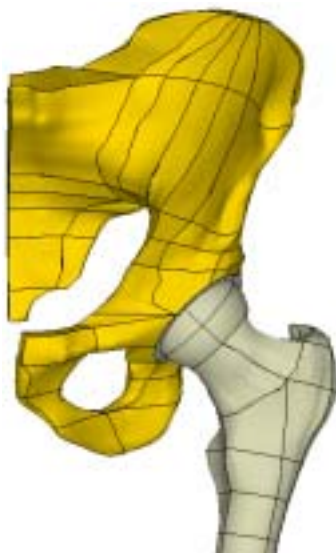
Na základě provedené rešeršní studie lze konstatovat, že v současné době nejsou k dispozici výsledky výpočtového modelování deformačně – napěťových stavů patologických kyčelních kloubů na potřebné úrovni současného stavu poznání, např. na úrovni prostorových úloh MKP.

5 VÝPOČTOVÉ MODELOVÁNÍ

Úroveň výpočtového modelu musí vycházet z řešeného problému. Určujícím faktorem pro jednotlivé zkoumané veličiny (velikost a rozložení kontaktního tlaku na stykových plochách, velikost výsledné stykové síly, velikost a rozložení napětí v kloubu, viz. dále) je právě geometrie jednotlivých prvků řešené soustavy (kloubu). Proto je nutné získat kvalitní vstupní údaje pro tvorbu geometrie prostorového výpočtového modelu.

5.1 MODEL Y GEOMETRIE KYČELNÍHO SPOJENÍ

5.1.1 Model geometrie kyčelního spojení dospělého člověka



Obr.1 Model geometrie fyziologického kyčelního spojení dospělého člověka

Prostorový model geometrie kloubu byl vytvořen na základě dat z počítačové tomografie, jenž byla získána po nasnímání reálné vysušené stehenní kosti a pánve. Pro použití CT dat jako vstupních údajů pro tvorbu geometrického modelu kloubu v systému ANSYS, je třeba data převést z rastrového formátu do vektorového formátu, tedy provést nejprve segmentaci tkání a rozlišit tak hranice těchto tkání. Vstupní data pro tvorbu geometrie fyziologického kloubu dospělého člověka vznikla

po segmentaci tkání byla poskytnuta Ing. Přemyslem Krškem, Ph.D. Jednalo se o sérii mnoha křivek vytvářejících hranice kostí v jednotlivých rovnoběžných řezech. Tyto křivky ve formátu IGES byly načteny do výpočtového systému ANSYS a zde byly nejprve vhodně spojeny do několika hraničních křivek. Ty pak byly vertikálně proloženy pomocí splajnů tak, aby bylo možné postupně vytvořit plochy a ty uzavřít do objemů (Obr.1). Hlavice stehenní kosti má dokonale kulový tvar, stejně tak jako jamka na pánvi – acetabulum. Mezi hlavicí a jamkou je v první variantě modelu jedna kloubní chrupavka konstantní tloušťky 4 mm miskovitého tvaru s kulovými stykovými plochami. V další variantě jsou již modelovány dvě chrupavky, obě o tloušťce 2 mm, z nichž jedna pokrývá hlavici stehenní kosti a druhá pokrývá acetabulum. Na jednotlivých objemech pak byla vytvořena síť konečných prvků.

Často se vyskytují patologie, kdy kolodiafyzární úhel je výrazně menší nebo větší než ve fyziologickém stavu. Bylo vytvořeno makro (dávkový soubor příkazů jazyka APDL), po jehož načtení je v systému ANSYS parametricky upraven výpočtový model tak, že osa krčku femuru svírá s osou těla femuru zadaný úhel, který je možné volit v rozsahu od 90° do 165°. Vznikají tak další varianty výpočtového modelu kloubu dospělého člověka, které již popisují patologické změny kyčelního kloubu (deformity coxa vara a coxa valga).

5.1.2 Modely geometrie kyčelního spojení dospívajícího člověka

Byly vytvořeny dva modely obou kyčelních kloubů konkrétního dospívajícího pacienta ve věku 16 let. Pravý kyčelní kloub je zdravý (s normálním tvarem hlavice femuru) a levý kyčelní kloub je postižený Legg-Calvé-Perthesovou chorobou v pokročilém stadiu (s deformovaným tvarem hlavice femuru).

Výpočtové modely kyčelního kloubu dospívajícího člověka byly vytvořeny na základě dat z počítačové tomografie. Získat data z počítačové tomografie je obtížné, ale přes jisté komplikace se tato data podařilo získat. CT data byla poskytnuta Klinikou dětské chirurgie, ortopedie a traumatologie a Klinikou dětské radiologie FN Brno. Tyto výpočtové modely byly tedy na rozdíl od modelů kloubů dospělého člověka vytvářeny v rámci disertační práce včetně etapy zpracování CT dat.

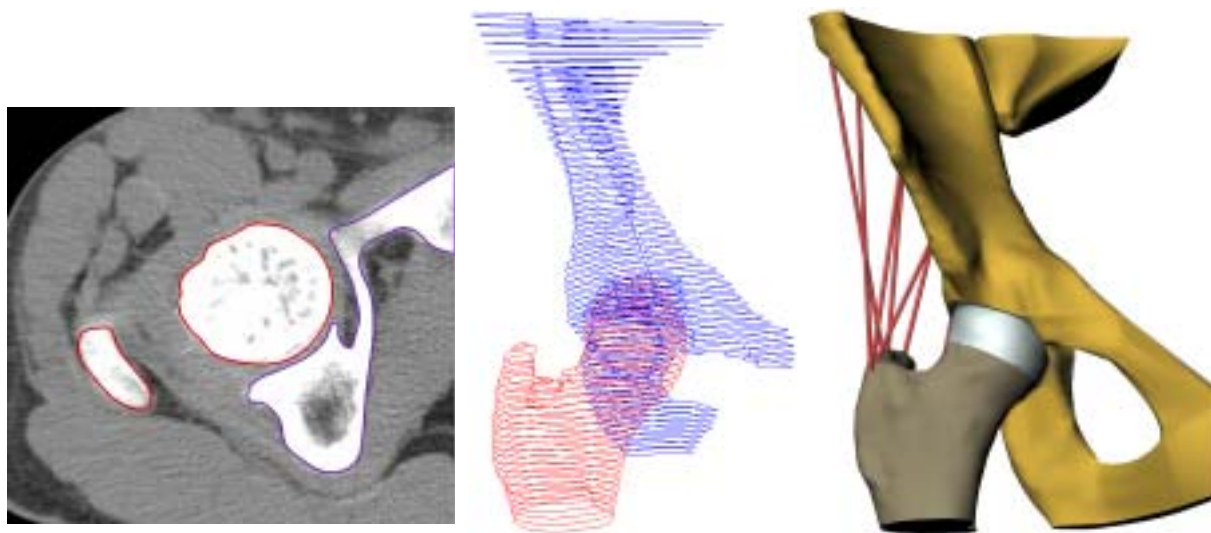
Nejvhodnější postup segmentace tkání je v současné době stále manuální proložení hranic tkání uzavřenou křivkou, splajnem. K tomu je třeba načíst rastrová data v programu, který takový postup umožňuje. V našem případě jsme použili plošný modelář RHINOCEROS 3.0 (dále jen Rhino). Celá série snímků ve formátu DICOM byla nejprve konvertována do formátu JPEG. Z rozlišení a ze vzdálenosti pixelů můžeme spočítat velikost jednoho snímku v mm a pak je možné snímky ve formátu JPEG postupně načítat do Rhina. Zde byly hranice kostí aproximovány uzavřenými křivkami. Výsledkem byla série rovinných rovnoběžných řezů.

Vytváření modelů geometrie v ANSYSu na základě takovýchto řezů až po kompletní MKP model tzv. modelováním zdola nahoru, je obecně náročné a zdlouhavé. Proto jsme se snažili najít další možnosti vytváření výpočtových modelů a ověřit i jiné možné postupy, které by vedly k vytvoření geometrie

prostorového výpočtového modelu. Proto byl pro další tvorbu geometrie modelu použit opět plošný modelář RHINOCEROS a bylo tedy možné využít prostředí a nástroje moderního plošného modeláře, což znamenalo nejen více možností při modelování, ale i úsporu potřebného času.

Jednotlivé uzavřené křivky představující hranice kostí byly na vhodných místech rozděleny na několik segmentů a tyto segmenty byly potaženy plochami. Většina ploch modelu tedy vznikla potahováním nebo z hraničních křivek. Plochy je nutné vytvářet tak, aby z nich bylo možné vytvořit spojitý povrch tělesa (Obr.2).

Geometrické prostorové modely byly následně načten do programového systému ANSYS ve formátu IGES případně SAT. Použití dvou různých systémů a vzájemná výměna dat je však vždy spojena s problémy, a proto je třeba dodržovat jistá pravidla, aby takovýto postup neznamenal naopak komplikace a časovou ztrátu. Z tohoto důvodu bylo nutné nejprve získat v rámci realizace disertační práce množství zkušeností s převodem dat a ty pak využít při tvorbě modelu geometrie kyčelního kloubu v Rhinu a při jeho dalším zpracování v systému ANSYS.

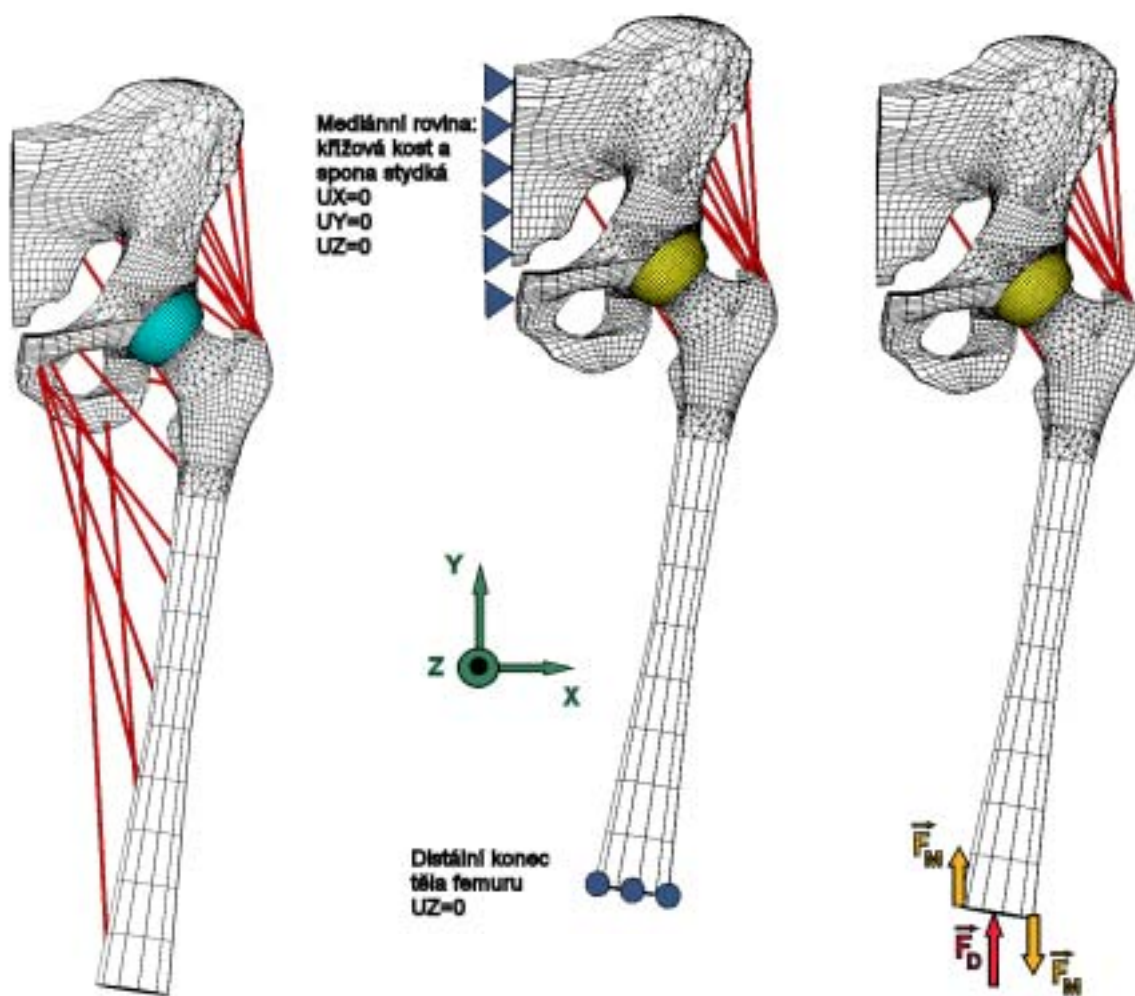


Obr.2 Provedení segmentace tkání na jednom snímku; série řezů získaná po segmentaci; model geometrie fyziologického kyčelního spojení vytvořený v plošném modeláři Rhinoceros

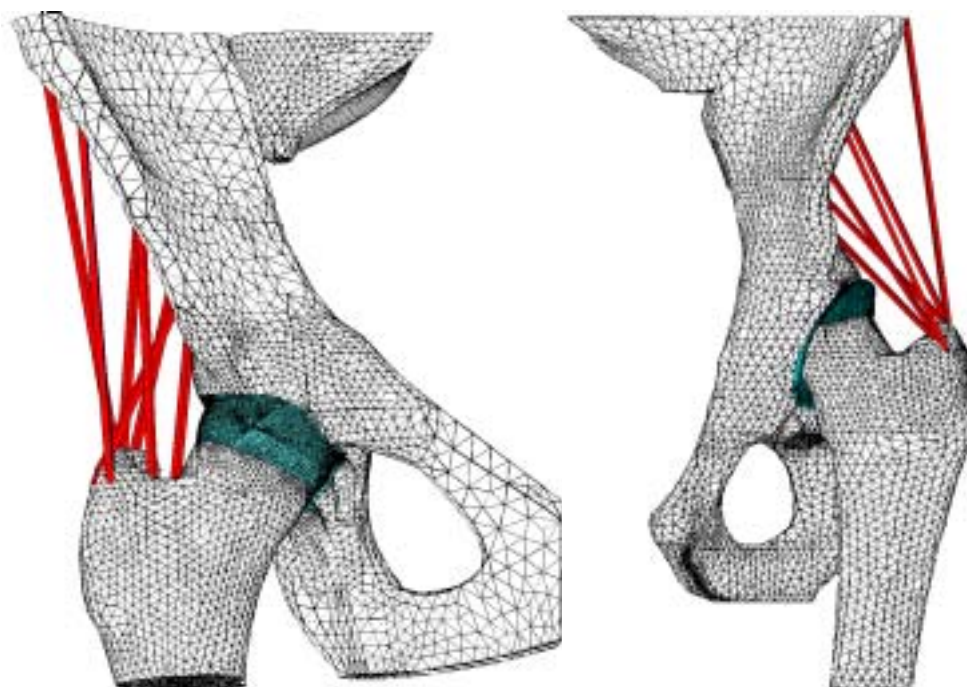
5.2 VYTVOŘENÍ SÍTĚ KONEČNÝCH PRVKŮ

Na geometrických modelech byla vytvořena síť konečných prvků v systému ANSYS. Objemy jsou diskretizovány pomocí prvků SOLID92 (volná síť) nebo SOLID45 (tzv. mapovaná síť). Přejít mezi volnou a mapovanou sítí u modelu fyziologického kyčelního spojení je realizován pomocí přechodových pyramidových prvků SOLID95. Vnější kompaktní kost na pánvi a části femuru je modelována pomocí vrstvy skořepinových prvků SHELL181. Každý sval je modelován pomocí soustavy prutových prvků s vlastnostmi lana LINK10 (přenášejících pouze tah). Kontakt mezi povrchy hlavičky femuru a chrupavkou v acetabulu, případně mezi povrchy obou kloubních chrupavek na hlavičce femuru a v acetabulu je modelován pomocí prvků CONTA174 a TARGE170. Jedná se o nesymetrický kontakt.

Konečnoprvkové modely jsou zobrazeny na Obr. 3 a 4.



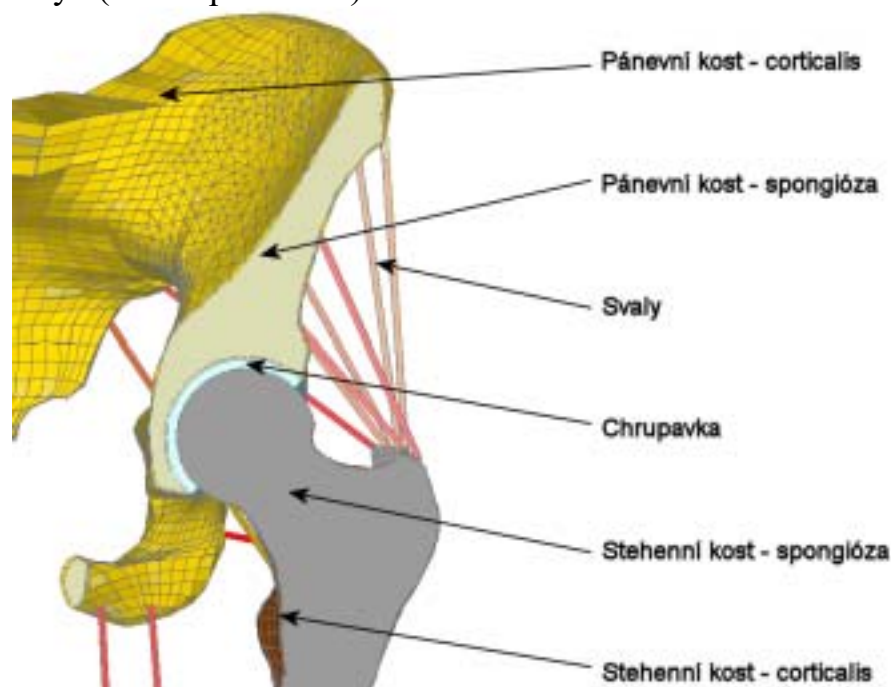
Obr.3 Sítě konečných prvků dvou variant výpočtového modelu zdravého kyčelního spojení dospělého člověka (pohledy zepředu). Znázornění deformačních a silových okrajových podmínek



Obr.4 Sítě konečných prvků výpočtových modelů kyčelního spojení dospívajícího člověka, vlevo zdravý kloub, vpravo kloub postižený M. Perthes (pohledy zepředu)

5.3 MODEL MATERIÁLŮ

V rámci realizace disertační práce byla provedena rozsáhlá rešerše dostupných pramenů o modelování materiálových vlastností tkání. Úroveň zvoleného materiálového modelu musí především vycházet z řešeného problému. Je nutné zvolit takovou úroveň materiálového modelu, aby bylo možné dosáhnout věrohodných výsledků, na základě kterých budeme schopni formulovat závěry pro klinickou praxi. Proto jsou modely materiálů jednotlivých komponent kyčelního spojení modelovány na úrovni homogenních, izotropních, lineárně pružných materiálových charakteristik. Materiálové vlastnosti jsou tedy popsány pomocí modulu pružnosti a Poissonova čísla (Tab.2). Tento materiálový model je z hlediska řešeného problému zcela dostačující, uvažíme-li, že určující pro charakter zjišťovaných veličin je především tvar jednotlivých komponent kloubu, obzvlášť hlavice a jamky. Navíc budeme provádět srovnávací analýzy. Výpočtový model dovoluje měnit hodnoty materiálových charakteristik, což umožňuje provádění citlivostních analýz (viz. kapitola 6.1).



Obr.5 Materiálový model kyčelního spojení (zobrazeno v řezu)

Tkáň	Modul pružnosti [MPa]	Poissonovo číslo [-]
Kompaktní kost pánve a femuru	14 000	0,3
Spongiózní kost pánve a femuru	3 000	0,3
Subchondrální kost	1 400	0,3
Chrupavka	60	0,3
Svaly	210 000	0,3

Tab.2 Materiálové charakteristiky použité ve výpočtových modelech

5.4 MODEL VAZEB A ZATÍŽENÍ

Z hlediska řešené problematiky, můžeme ve výpočtovém modelu uvažovat pacienta stojícího nebo pohybujícího se pomalu. V tomto případě jsou dynamické síly nepodstatné, tzn. že budeme schopni formulovat závěry na základě výsledků statické analýzy. Vnější zatížením jednotlivých segmentů jsou pouze tíhové síly. Ve výpočtových modelech prezentovaných v této práci uvažujeme stoj člověka na jedné dolní končetině.

Svaly jsou modelovány pomocí prutových konečných prvků LINK10, které jsou nastaveny tak, aby přenášely pouze tah. Každý sval je modelován pomocí jednoho nebo více přímých prutů, které spojují počátky a úpony jednotlivých svalů a svým rozmístěním vystihují tvar svalů. Model svalů odpovídá izometrické kontrakci, kdy se ve svalu zvyšuje napětí bez podstatné změny jeho délky. Tomuto stavu odpovídá velmi vysoká tuhost lanových prvků. Model svalů je znázorněn na Obr.3 pro fyziologický kyčelní kloub dospělého člověka ve dvou variantách. První varianta modelu svalů (vlevo) uvažuje devět kolemkloubních svalů [132] a druhá (vpravo) uvažuje pouze tři kyčelní abduktory, které jsou dominantní (se vznikem podstatného silového působení) při stožení na jedné dolní končetině a při dalších aktivitách, např. při chůzi. Jsou to M. gluteus minimus, M. gluteus medius a M. gluteus maximus. Model svalů pro kyčelní kloub dospívajícího člověka je obdobný, uvažujeme zde pouze svaly skupiny M. gluteus. Vnější zatížení odpovídá u výpočtového modelu kloubu dospělého člověka hmotnosti 75 kg a u dospívajícího člověka hmotnosti 48 kg. Zatížení bylo převedeno do distálního konce femuru ve smyslu statické ekvivalence (Obr.3 vpravo).

Při modelování spojení pánve se zbytkem těla vycházíme ze skutečnosti, že posuvy pánve v mediánní rovině jsou z hlediska řešeného problému nepodstatné, neboť nás přednostně zajímá oblast spojení stehenní kosti a pánve, která je od mediánní roviny dostatečně vzdálená. Proto je ve výpočtovém modelu na křížové kosti a na sponě stydké zamezeno posuvu pánve v mediánní rovině ve všech směrech. Ve variantách obsahujících pouze svaly skupiny M. gluteus je v distálním konci femuru zamezeno posuvům v předozadním směru, protože u těchto variant by příliš velký posuv distálního konce způsobil divergenci úlohy. Model vazeb je zobrazen na Obr.3 uprostřed. Interakce mezi hlavicí femuru a chrupavkou v acetabulu, resp. mezi chrupavkou na hlavici femuru a chrupavkou v acetabulu je modelována pomocí kontaktu se třením. Na stykových plochách je předepsána nízká hodnota koeficientu tření 0,025. Pro volbu správného nastavení kontaktu v systému ANSYS byla provedena řada testovacích kontaktních úloh [133].

5.5 PŘEHLED ŘEŠENÝCH VARIANT

Přehled řešených variant je v Tab. 3.

Označení	Popis výpočtového modelu		Model chrupavky v kloubní dutině	Kontaktní plochy	Svaly v modelu
A1	Výpočtový model fyziologického kyčelního kloubu dospělého člověka		1 chrupavka pevně spojená s acetabulem	Kontakt mezi hlavicí femuru a chrupavkou	9 vybraných svalů
A2					3 svaly skupiny M. gluteus
A3			2 chrupavky, na hlavicí femuru i v acetabulu	Kontakt mezi chrupavkou na hlavicí femuru a chrupavkou v acetabulu	9 vybraných svalů
A4					3 svaly skupiny M. gluteus
B1	Výpočtový model kyčelního kloubu dospívajícího člověka	kulový tvar hlavice, zdravý kloub	2 chrupavky, na hlavicí femuru i v acetabulu	Kontakt mezi chrupavkou na hlavicí femuru a chrupavkou v acetabulu	3 svaly skupiny M. gluteus
B2		deformovaná hlavice, M. Perthes			
C1	Model fyziologického i patologického kloubu dospělého člověka - citlivostní analýza vlivu kolodiafyzárního úhlu (deformity coxa vara , coxa valga)		2 chrupavky, na hlavicí femuru i v acetabulu	Kontakt mezi chrupavkou na hlavicí femuru a chrupavkou v acetabulu	3 svaly skupiny M. gluteus
C2	Výpočtový model fyziologického kyčelního kloubu dospělého člověka - citlivostní analýza vlivu	modulu pružnosti kompakty			
C3		modulu pružnosti spongiózy			
C4		modulu pružnosti chrupavek			
C5		Poissonova čísla chrupavek			
C6		součinitele tření			

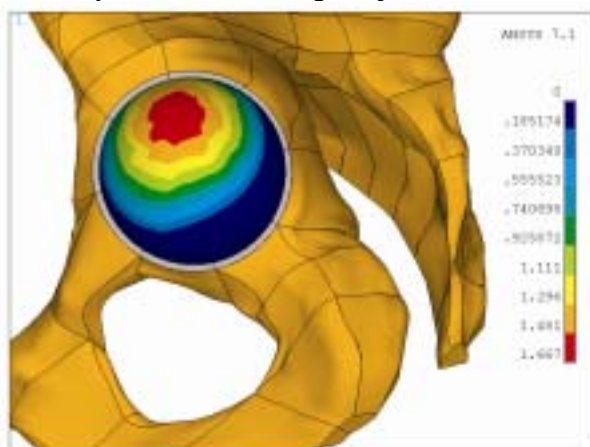
Tab.3 Přehled řešených variant

6 ANALÝZA VÝSLEDKŮ

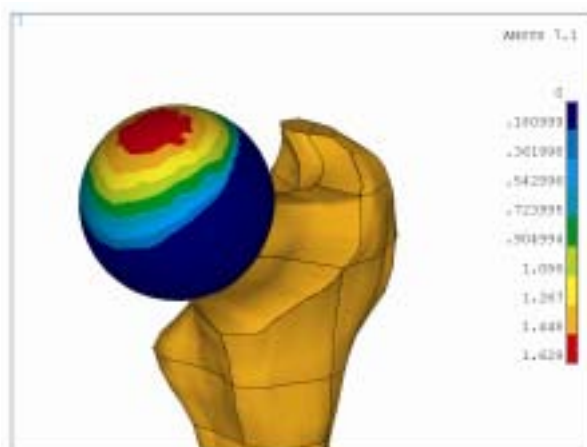
6.1 VÝSLEDKY VÝPOČTOVÉHO MODELOVÁNÍ FYZIOGICKÉHO A PATOLOGICKÉHO KLOUBU DOSPĚLÉHO ČLOVĚKA

U všech čtyřech variant A1 až A4 výpočtového modelu fyziologického kyčelního spojení dospělého člověka je při stožení na jedné dolní končetině oblast

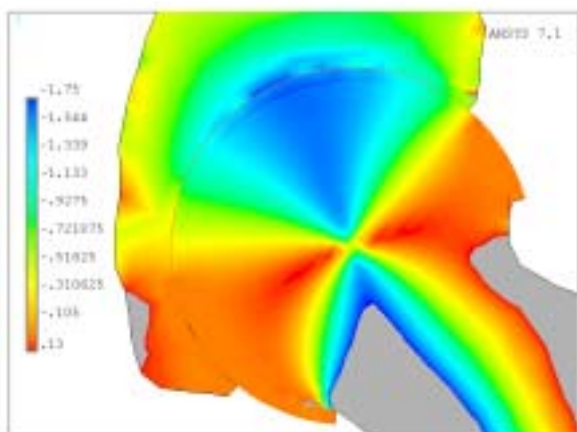
nejvyšších hodnot stykového tlaku a radiálního napětí v horní části hlavice stehenní kosti (Obr.7) a v horní části jamky (strop acetabula Obr.6). Hodnoty stykového tlaku, radiálního napětí a velikost výsledné stykové síly jsou výrazně ovlivněny použitým modelem svalů. Porovnáme-li velikost stykové výslednice s analytickým řešením (1800 N) a uvážíme-li rozdílnou úroveň obou modelů, vykazují výsledky získané na variantách pouze s kyčelními abduktory malý rozdíl. V dalších výpočtových modelech jsou tedy pouze svaly skupiny M. gluteus. Rozdíly výsledků na výpočtových modelech s jednou a se dvěma chrupavkami jsou nepodstatné. Maximum stykového tlaku je 1,67 MPa. Poměr velikosti stykové výslednice (1943 N) a velikosti tíhové síly je 2,64 (varianta A4). Radiální napětí v kyčelním spojení zobrazené na Obr.8 dává rovněž dobrou představu o namáhání v prvcích řešené soustavy. Nejvyšší hodnoty jsou v horní části hlavice, v oblasti klenby acetabula. Krček je namáhán ohybem a dominantně tlakem (Obr.9). Největší hodnoty tlakového napětí jsou v oblasti Adamsova oblouku.



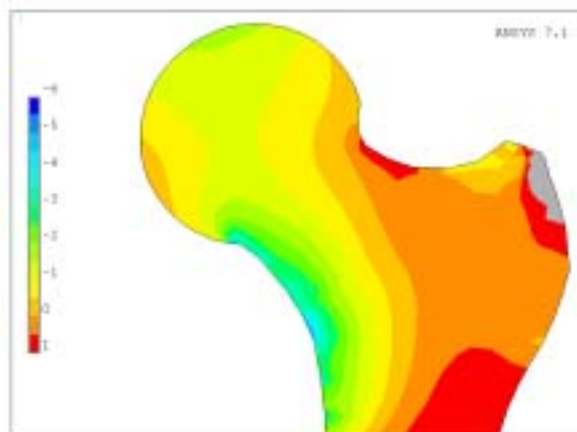
Obr.6 Stykový tlak na chrupavce v acetabulu (Varianta A4)



Obr.7 Stykový tlak na chrupavce hlavice femuru (Varianta A4)



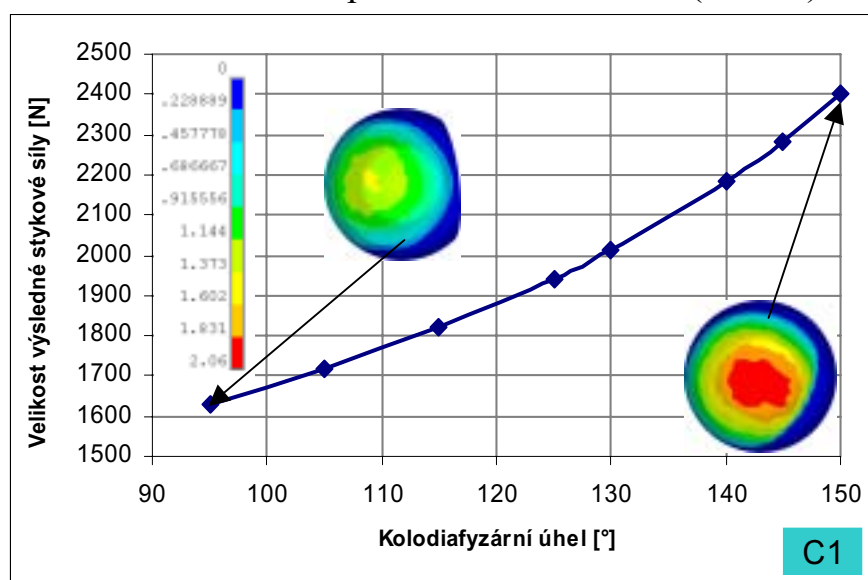
Obr.8 Radiální napětí v kyčelním spojení (Varianta A4; pohled zepředu v řezu)



Obr.9 Napětí ve směru osy krčku femuru (Varianta A4; svislý řez středem krčku)

Sledované mechanické veličiny, jako je např. stykový tlak, jsou silně ovlivněny tvarem proximální části femuru a jamky. Jedním z důležitých geometrických parametrů je velikost kolodiafyzárního úhlu (CCD úhlu). Proto byla

na dále vytvořených variantách výpočtového modelu kyčelního spojení dospělého člověka s různou hodnotou CCD úhlu provedena citlivostní analýza C1 vlivu velikosti kolodiafyzárního úhlu na velikost a rozložení stykového tlaku, na velikost a orientaci výsledné stykové síly a na velikost napětí v krčku femuru. Jsou tedy modelovány deformity coxa vara a coxa valga. Se vzrůstající hodnotou CCD úhlu roste velikost výsledné stykové síly v kyčelním kloubu a zvyšuje se velikost svislé složky stykové síly a také složky v předozadním směru, velikost vodorovné složky stykové výslednice naopak klesá. Nárůst velikosti stykové výslednice činí 47 % (Obr.10). Také z nárůstu stykového tlaku (Tab.4) je zřejmé, že vliv kolodiafyzárního úhlu je značný. Absolutní hodnoty tahových napětí v horní části krčku a tlakových napětí ve spodní části krčku femuru (Adamsův oblouk) klesají se zvyšující se hodnotou CCD úhlu. Dochází ke změně charakteru namáhání z ohybu na tlak. Z analýz vyplývá, že valgózní postavení krčku není výhodné z hlediska rostoucího zatížení jednotlivých prvků soustavy zejména v oblasti hlavice a jamky, neboť dochází k přetěžování kloubních chrupavek i okolních tkání (Obr.10).



Obr.10 Závislost velikosti výsledné stykové síly v kyčelním kloubu na velikosti kolodiafyzárního úhlu, zobrazen je také stykový tlak na hlavici femuru v pohledu shora

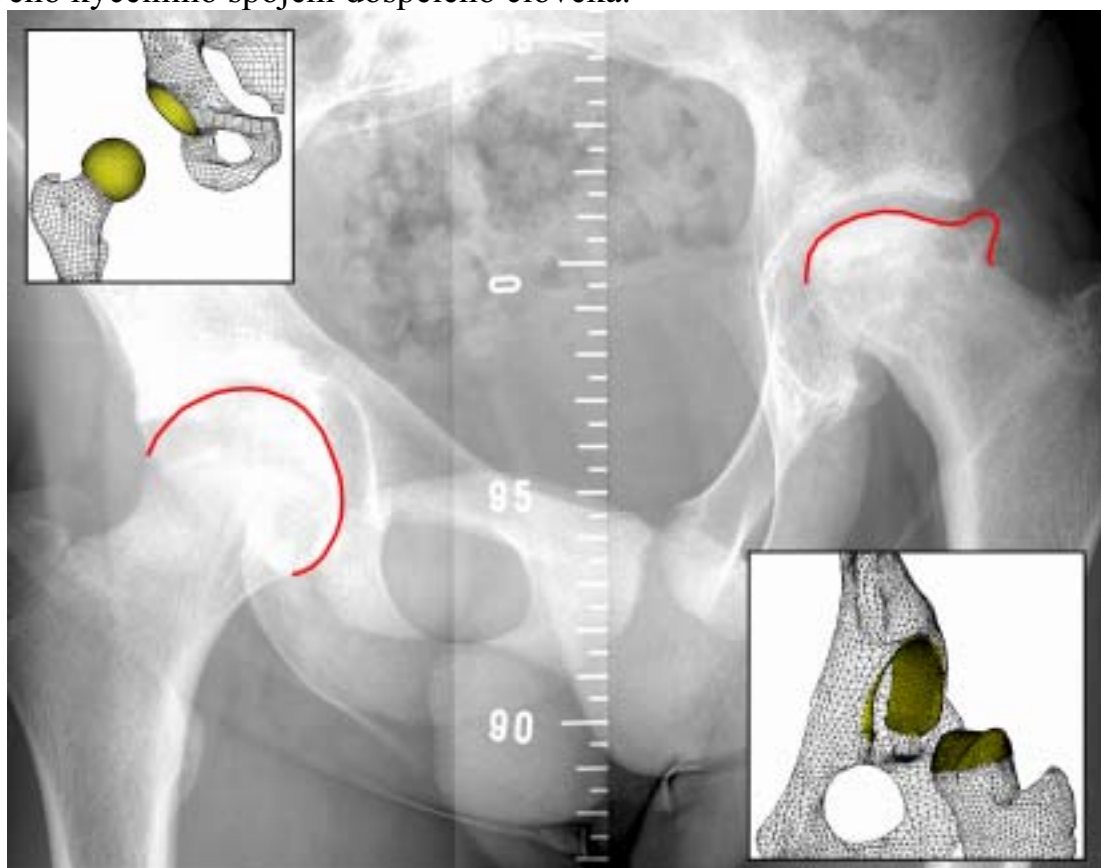
Označení citlivostní analýzy	Veličina	Rozsah vstupních hodnot	Maximální hodnota stykového tlaku [MPa]	
			Interval	Změna v %
C1	CCD úhel [°]	95 - 150	1,41 - 2,06	+ 46 %
C2	modul pružnosti kompakty [MPa]	7000 - 22 000	1,74 - 1,64	- 17 %
C3	modul pružnosti spongiózy [MPa]	100 - 14 000	2,82 - 1,7	- 39 %
C4	modul pružnosti chrupavek [MPa]	5 - 70	1,45 - 1,7	+ 17 %
C5	Poissonovo číslo chrupavek [-]	0,15 - 0,48	1,62 - 2	+ 23 %
C6	součinitel tření [-]	0 - 0,15	1,69 - 1,5	- 11 %

Tab.4 Shrnutí výsledků citlivostních analýz

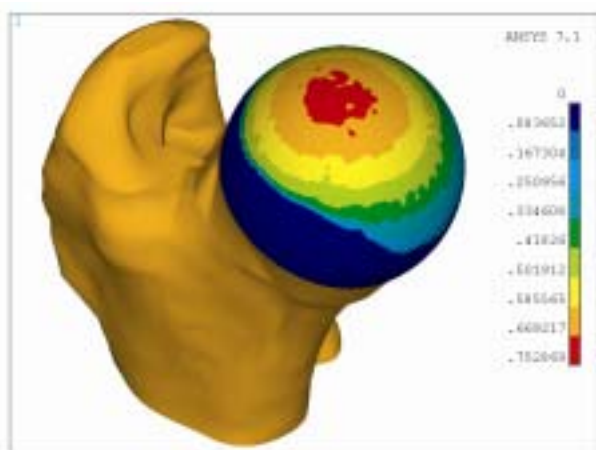
Vzhledem k tomu, že měření mechanických vlastností tkání je obtížné a hodnoty elastických konstant zjištěné různými autory vykazují velký rozptyl, byly dále provedeny citlivostní analýzy vlivu vybraných materiálových charakteristik na rozložení stykového tlaku a na poměr velikostí stykové výslednice a tíhové síly člověka. Z výsledků citlivostních analýz (Tab.4) vyplývá, že výraznější vliv na tyto veličiny mají hodnoty mechanických charakteristik chrupavky a spongiózy [145].

6.2 VÝSLEDKY VÝPOČTOVÉHO MODELOVÁNÍ FYZIOLOGICKÉHO A PATOLOGICKÉHO KLOUBU DOSPÍVAJÍCÍHO ČLOVĚKA

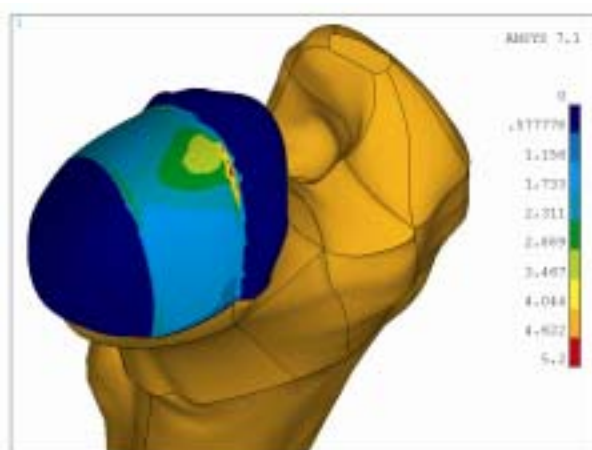
Jedná se o výpočtové modely obou kyčelních kloubů konkrétního pacienta (Obr.11). První výpočtový model (B1) odpovídá fyziologickému stavu, kdy hlavice stehenní kosti má kulový tvar. Druhý výpočtový model (B2) je modelem patologického kyčelního spojení, postiženého Legg-Calvé-Perthesovou chorobou s deformovaným tvarem hlavice stehenní kosti. Rozložení stykového tlaku na chrupavce hlavice femuru je zobrazeno na Obr.12 a 14. pro zdravý kloub. Oblast nejvyšších hodnot stykového tlaku je při stoji na jedné dolní končetině v horní části chrupavky hlavice femuru. Maximální hodnota stykového tlaku je 0,75 MPa (hmotnost člověka je 48 kg). Charakter rozložení stykového tlaku je obdobný jako u zdravého kyčelního spojení dospělého člověka.



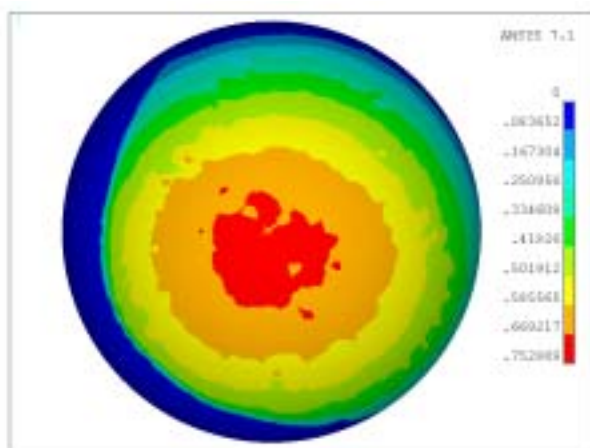
Obr.11 Předozadní RTG snímek obou modelovaných kyčelních kloubů (červeně je schématicky naznačen tvar hlavice) s detailem MKP výpočtových modelů (vlevo varianta B1 - zdravý kloub, vpravo varianta B2 – kloub postižený Legg-Calvé-Perthesovou chorobou)



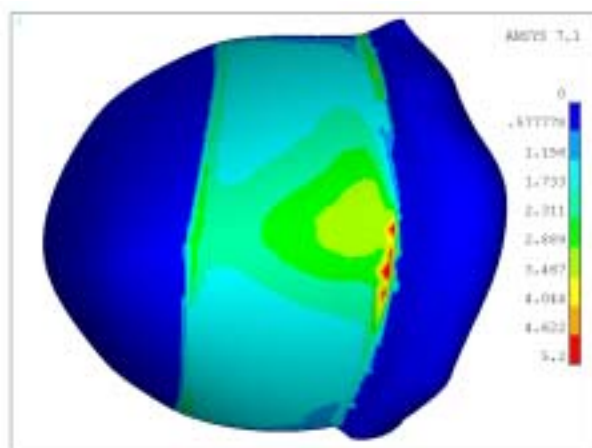
Obr.12 Stykový tlak na hlavici femuru zdravého kyčelního kloubu (Varianta **B1**)



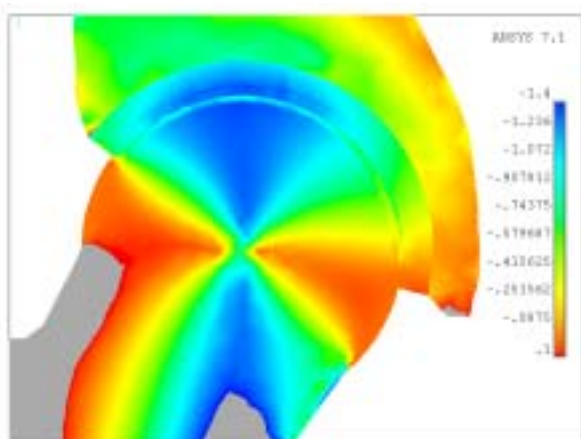
Obr.13 Stykový tlak na hlavici femuru kyč. kloubu postiženého M. Perthes (Varianta **B2**)



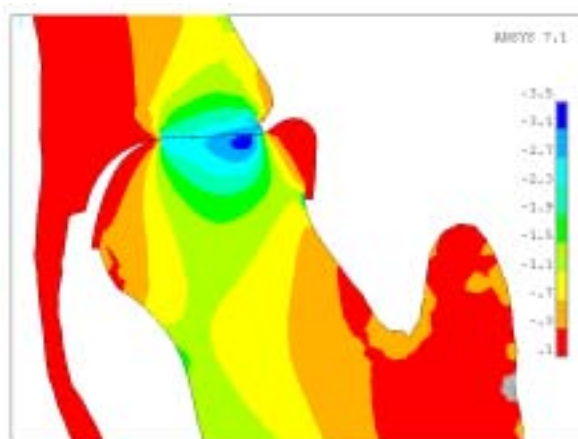
Obr.14 Stykový tlak na hlavici femuru zdravého kyč. kloubu (Varianta **B1**; pohled shora)



Obr.15 Stykový tlak na hlavici femuru kyč. kloubu postiženého M. Perthes (Varianta **B2**; pohled shora)



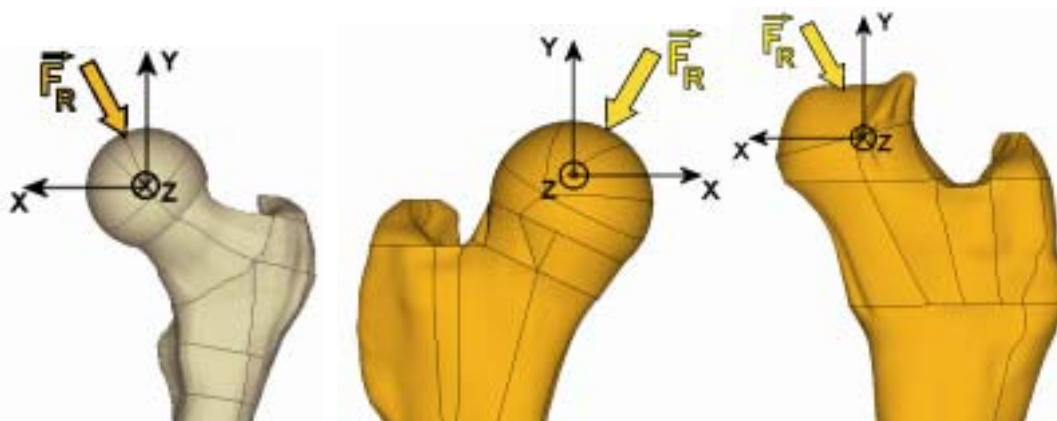
Obr.6.16 Radiální napětí ve zdravém kyčelním spojení (Varianta **B1**; svislý řez modelem)



Obr.6.17 Radiální napětí v kyčelním spojení postiženém M. Perthes (Varianta **B2**; svislý řez)

Charakter rozložení stykového tlaku je zcela odlišný u modelovaného patologického kyčelního spojení (Obr.13, 15) ve srovnání s fyziologickým kyčelním kloubem. (Obr.12, 14). Zóna nejvyšších hodnot stykového tlaku je při stoji na jedné

dolní končetině v horní části hlavičky femuru, v oblasti horního okraje acetabula, tedy v místě, kde okraj acetabula tlačí na hlavici femuru. Maximální hodnota stykového tlaku je 5,2 MPa, což představuje téměř sedminásobný nárůst hodnoty maximálního stykového tlaku u modelovaného kyčelního spojení postiženého M. Perthes oproti fyziologickému kyčelnímu kloubu dospívajícího člověka s kulovou hlavici femuru. Tomu odpovídá i rozložení a velikost radiálního napětí (Obr.16 a 17). Jedná se o deformitu hlavičky femuru v pokročilém stádiu. Místo výskytu největších hodnot stykového tlaku z numerického řešení je v souladu s dosavadními poznatky z klinické praxe. Hodnoty některých sledovaných veličin pro jednotlivé varianty výpočtových modelů jsou uvedeny dále (viz. Tab.5 a Obr.18).



Obr.18 Souřadnicové systémy pro analýzu prostorové orientace nositelek stykových sil v Tab.5, vlevo pro variantu A1 až A4, uprostřed pro variantu B1, vpravo pro variantu B2

Varianta výpočtového modelu			A1	A2	A3	A4	B1	B2
Svaly v modelu			9 svalů	M. glut.	9 svalů	M. glut.	M. glut.	M. glut.
Model chrupavek			1 chrup.	1 chrup.	2 chrup.	2 chrup.	2 chrup.	2 chrup.
Max. stykový tlak na hlavici femuru	$p_{\max}$	[MPa]	2,13	1,67	2,125	1,63	0,75	5,2
Výsledná síla od svalů M. gluteus	F_S	[N]	1633	1359	1745	1381	922	674
Velikost stykové výslednice	F_R	[N]	2447	1917	2654	1943	1212	1044
Souřadnice stykové výslednice	F_{RX}	[N]	-920	-593	-1010	-581	-206	-171
	F_{RY}	[N]	-2248	-1819	-2428	-1850	-1188	-1030
	F_{RZ}	[N]	-293	-125	-366	-131	124	-30
Poměr stykové a tíhové síly	F_R/F_G	[-]	3,33	2,61	3,61	2,64	2,57	2,22
Poměr síly od abduktorů a tíhy	F_S/F_G	[-]	2,22	1,85	2,38	1,87	1,96	1,43

Tab.5 Shrnutí výsledků výpočtového modelování kyčelního spojení

7 ZÁVĚR

Byly prezentovány výsledky výpočtového modelování fyziologického kyčelního kloubu dospělého člověka (4 varianty výpočtového modelu). Následně

byly modelovány patologie kyčle coxa vara, coxa valga. Sledovány byly především veličiny, které dobře vystihují vzájemnou interakci prvků v řešené soustavě (stykový tlak na hlavici femuru a v acetabulu, výsledná styková síla, napětí v krčku). Byly provedeny citlivostní analýzy vlivu materiálových charakteristik na vybrané mechanické veličiny. Dále byly prezentovány výsledky výpočtového modelování obou kyčelních kloubů konkrétního dospívajícího pacienta s jedním kloubem zdravým a s druhým kloubem postiženým Legg-Calvé-Perthesovou chorobou s deformovanou hlavici stehenní kosti. Pro vytvoření výpočtových modelů bylo třeba zvládnout zpracování CT dat a problematiku výměny dat mezi plošným modelářem a systémem MKP ANSYS včetně odladění modelů mj. na základě testovacích kontaktních úloh. Výsledky výpočtového modelování fyziologického a patologického kyčelního spojení dospělého a dospívajícího člověka jsou v souladu s dosavadními poznatky v biomechanice i v klinické praxi a přináší řadu nových poznatků. Ty jsou významné jak pro klinickou praxi, tak pro řešení biomechanických problémů, např. pro výpočtové modelování dalších konkrétních patologií kyčelního kloubu a pro modelování následně prováděných osteotomií či jiných chirurgických zákroků, tedy pro další navazující práce v oblasti biomechaniky kyčelního spojení.

8 LITERATURA

- [1] Ashman, R. B., Cowin, S. C., Van Buskirk, W.C., Rice, J. C.: **A continuous wave technique for the measurement of the elastic properties of cortical bone.** J. Biomechanics, 1984
- [2] Atlihan, D., Subasi, M., Yildirim, H.: **Proximal femoral varus osteotomy for Perthes disease.** Turkish Journal of Arthroplasty and Arthroscopic Surgery, Ankara, 1999
- [3] Bartoníček, J., Doskočil, M., Heřt, J., Sosna, A.: **Chirurgická anatomie velkých končetinových kloubů.** Avicenum, Praha, 1991
- [4] Bergmann, G., Deuretzbacher, G., Heller, M. et al.: **Hip contact forces and gait patterns from routine activities.** J. Biomechanics, 2001
- [5] Black, J., Hastings, G.: **Handbook of biomaterial properties.** Chapman & Hall, Londýn, 1998
- [6] Boháček, F. a kol.: **Části a mechanismy strojů I.** Skriptum FS VUT, Brno, 1984
- [7] Brand, R. A. et al.: **A model of lower extremity muscular anatomy.** J. Biomechanical Engineering, 1982
- [8] Brand, R. A., Iglič, A., Kralj-Iglič, V.: **Contact stresses in the human hip: Implications for disease and treatment.** Hip International, 2001
- [9] Brinckmann, P., Frobin, W., Hielholzer, E.: **Stress on the articular surface of the hip joint in healthy adults and persons with idiopathic osteoarthritis of the hip joint.** J. Biomechanics, 1981
- [10] Čech, O., Pavlanský, R.: **Aloplastika kyčelního kloubu.** Avicenum, Praha, 1979

- [11] Chao, E. et al.: **Computer-aided hip osteotomy preoperative planning**. 46th Annual Meeting, Orthopaedic Research Society, Orlando, 2000
- [12] Chao, E. Y. S., Lynch, J. D., Vanderploeg, M. J.: **Simulation and animation of musculoskeletal joint system**. J. Biomechanical Engineering, 1993
- [13] 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**. J. Biomechanics, 1990
- [14] Čihák, R.: **Anatomie I**. Avicenum, Praha, 1987
- [15] Cody, D. et al.: **Femoral strength is better predicted by finite element models than QCT and DXA**. J. Biomechanics, 1999
- [16] Cowin, S. C.: **Wolff's law of trabecular architecture at remodelling equilibrium**. J. Biomechanical Engineering, 1986
- [17] Daniel, M. et al.: **Determination of contact hip stress from nomograms based on mathematical model**. Medical Engineering & Physics, 2001
- [18] Daniel, M., Sochor, M.: **Contact stress in human hip – mathematical model compared to direct measurement**. EAN, Praha, 2002
- [19] Daniel, M.: **Gradient of contact stress as a parameter determining biomechanical status of human hip**. Diplomová práce. Fakulta matematiky, fyziky a informatiky, Univerzita Komenského, Bratislava, 2001
- [20] Dostal, W. F., Andrews, J. G.: **A three-dimensional biomechanical model of hip musculature**. J. Biomechanics, 1981
- [21] Drastich, A.: **Zobrazovací systémy v lékařství**. FEI VUT, Brno, 1990
- [22] Florian, Z., Janíček, P., Straka, M., Janovec, M.: **Výpočtové modelování mechanických poměrů v oblasti kyčelního spojení u člověka se zaměřením na chirurgické řešení následků patologických změn**. Inženýrská mechanika, Brno, 1999
- [23] Florian, Z., Ondráček, E., Příkryl, K.: **Mechanika těles – statika**. Skriptum FS VUT, Brno, 1992
- [24] Fuis, V.: **Napjatostní a spolehlivostní analýza keramické hlavice kyčelní endoprotézy**. Vědecké spisy VUT v Brně, edice PhD Thesis, sv. 34, Brno, 2000
- [25] Fyhrie, D. P., Kimura J. H.: **Cancellous bone biomechanics**. J. Biomechanics, 1999
- [26] Genda, E., Iwasaki, N. et al.: **Normal hip joint contact pressure distribution in single-leg standing-effect of gender and anatomic parameters**. J. Biomechanics, 2001
- [27] Gilbert, A., Van Dijke, H. G., Snijders, C., Stoeckart, R.: **A biomechanical model on muscle forces in the transfer of spinal load to the pelvis and legs**. J. Biomechanics, 1999
- [28] Goldmints, L., Jaramaz, B., DiGiola III., A. M.: **Biomechanics of acetabular press-fit in total hip replacement: evaluation of modeling parameters for an idealized 3-D model**. Simulating real life. Software with no boundaries, Pittsburgh 1998

- [29] Graichen, F., Bergmann, G., Rohlmann, A.: **Hip endoprosthesis for in vivo measurement of joint force and temperature.** J. Biomechanics, 1999
- [30] Grimm, J. M.: **Musculoskeletal biomechanics.** WSU, Detroit, 1999
- [31] Hawkins, D.: **Skeletal muscle mechanics: form, function, adaptability and implications for human movement.** UC, Davis 2001
- [32] Hawkins, D.: **Tissue mechanics.** UC, Davis, 2001
- [33] Heller, M. O., Bergmann, G. et al.: **Musculo-skeletal loading conditions at the hip during walking and stair climbing.** J. Biomechanics, 2001
- [34] Herman, S., Jaklič, A., Iglič, A., Kralj-Iglič, V.: **Hip stress reduction after Chiari osteotomy.** Med. Biol. Eng. Comput. 40, 2002
- [35] Hollister, S. J., Fyhrie, D. P. et al.: **Application of homogenization theory to the study of trabecular bone mechanics.** J. Biomechanics, 1991
- [36] Höschl, C.: **Kontaktní úlohy a lisované spoje.** DT ČSVTS, Praha, 1985
- [37] Hoy, M. G., Zajac, F. E., Gordon, M. E.: **A musculoskeletal model of the human lower extremity: The effect of muscle, tendon, and moment arm on the moment-angle. Relationship of musculotendon actuators at the hip, knee and ankle.** J. Biomechanics, 1989
- [38] Hudec, J., Kovanda, M.: **Analysis of prostheses mechanical properties with respect to clinical experiences.** Mechatronics, Robotics and Biomechanics 2001, Třešť, 2001
- [39] Hudec, J.: **Pojednání k SDZ: Analýza mechanické interakce mezi totální endoprotézou a femurem.** FSI VUT, Brno, 2001
- [40] Iglič, A., Daniel, M., Kralj-Iglič, V., Antolič, V., Jaklič, A.: **Peak hip-joint contact stress in male and female populations.** J. Musculoskeletal Res. 5, 2001
- [41] Iglič, A., Kralj-Iglič, V., Antolič, V., Srakar, F., Stanič, U.: **Effect of the periacetabular osteotomy on the stress on the human hip joint articular surface.** IEEE Trans. Rehab. Engr., 1993
- [42] Iglič, A., Srakar, F., Antolič, V., Kralj-Iglič, V., Batagelj, V.: **Mathematical analysis of Chiari osteotomy.** Acta Orthop. Iugosl., 1990
- [43] Ipavec, M., Brand, R. A., Pedersen, D. R.: **Mathematical modelling of stress in the hip during gait.** J. Biomechanics, 1999
- [44] Iván, L., Janíček, P., Čech, O.: **Vliv velikosti kolodiafyzárního úhlu na napjatost v prvcích kyčelní endoprotézy.** Skelet 2002, Praha, 2002
- [45] Iván, L., Janíček, P.: **Vliv úhlu natočení acetabula na deformačně napět'ové stavy kyčelní endoprotézy.** Inženýrská mechanika 2002. Svratka, 2002
- [46] Iván, L.: **Analýza vlivu různých materiálových charakteristik umělých jamek totálních endoprotéz na napjatost v pánevní oblasti.** Inženýrská mechanika 1998, Svratka, 1998
- [47] Iván, L.: **Disertační práce: Vytvoření a aplikace výpočtového modelu pro deformačně – napět'ové analýzy totálních endoprotéz kyčelního kloubu.** FSI VUT, Brno, 2002

- [48] Janíček, P. a kol.: **Ortopedie**. MU Brno, 2001
- [49] Janíček, P., Ondráček, E.: **Řešení problémů modelováním. Téměř nic o téměř všem**. FS VUT, Brno, 1998
- [50] Janovec, M., Poul, J.: **Ortopedická chirurgie, skripta pro studenty medicíny pediatrického směru**. UJEP, Brno, 1989
- [51] Jiroušek, O., Jírová, J.: **Problems of cementless acetabular cup migration – preliminary biomechanical study**. Biomechanics of man, Čejkovice, 2002
- [52] Kapubagli, A., Okcu, G., Uremen, C. O., Ozlen, A.: **Midterm results of Chiari osteotomies in acetabular displasia**. J. Arthroplasty Arthroscopic Surgery, 2001
- [53] Katsamanis, F., Raftopoulos, D. D.: **Determination of mechanical properties of human femoral cortical bone by the Hopkinson bar stress technique**. J. Biomechanics, 1990
- [54] Katz, J. L.: **The elastic anisotropy of bone**. J. Biomechanics, 1987
- [55] Kopperdahl, D. L., Keaveny, T. M.: **Yield strain behavior of trabecular bone**. J. Biomechanics, 1998
- [56] Korhonen, R. K. et al.: **Comparison of the equilibrium response of articular cartilage in unconfined compression, confined compression and indentation**. J. Biomechanics, 2002
- [57] Křen, J., Rosenberg, J., Janíček, P.: **Biomechanika**. Vydavatelství Západočeské univerzity, Plzeň, 1997
- [58] Kršek, P.: **Possibilities of creation of FEM models from CT/MR data**. Inženýrská mechanika 2000, Svratka, 2000
- [59] Kršek, P.: **Přímá tvorba FEM modelů na základě CT/MR dat pro aplikace v biomechanice**. PhD Thesis. FSI VUT, Brno, 2000
- [60] Kubát, R.: **Vrozené vykloubení kyčelní**. Avicenum, Praha, 1978
- [61] Kubát, R.: **Ortopedie dětského věku**. Avicenum, Brno, 1982
- [62] Kuhn, J. L., Goldstein, S. A., Ciarelli, M. J., Matthews, D. S.: **The limitations of canine trabecular bone as a model for human: A biomechanical study**. J. Biomechanics, 1988
- [63] Lai, W. M., Mow, V. C., Zhu, W.: **Constitutive modeling of articular cartilage and biomacromolecular solutions**. J. Biomechanics, 1993
- [64] Lespessailles, E. et al.: **Biomechanical properties of human os calcanei: Relationships with bone density and fractal evaluation of bone microarchitecture**. J. Biomechanics, 1998
- [65] Linde, F. et al.: **Mechanical properties of trabecular bone. Dependency on strain rate**. J. Biomechanics, 1991
- [66] Lužný, A.: **Pojednání k SDZ: Výpočtové modelování Harrisovy acetabuloplastiky využitím MKP**. FSI VUT, Brno, 2000
- [67] Martin, R. B.: **Determinants of mechanical properties of bone**. J. Biomechanics, 1990

- [68] Mavčič, B., Pompe, B., Antolič, V., Daniel, M., Iglič, A., Kralj-Iglič, V.: **Mathematical estimation of stress distribution in normal and dysplastic human hips.** J. Orthop. Res. 20, 2002
- [69] Miles, A. W., Tanner, K. E.: **Strain measurement in biomechanics.** Chapman & Hall, Londýn, 1992
- [70] Miller, Z., Fuchs, M. B., Arcan, M.: **Trabecular bone adaptation with an orthotropic material model.** J. Biomechanics, 2002
- [71] Morgan, E. F., Keaveny, T. M.: **Dependence of yield strain of human trabecular bone on anatomic site.** J. Biomechanics, 2001
- [72] Morgan, E. F., Yeh, O. C., Chang, W. C., Keaveny, T. M.: **Nonlinear behavior of trabecular bone at small strains.** J. Biomechanical Engineering, 2001
- [73] Morlock, M., Schneider, E., Bluhm, A. et al.: **Duration and frequency of every day activities in total hip patients.** J. Biomechanics, 2001
- [74] Návrát, 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, Hrotovice, 2003
- [75] Návrát, T., Florian, Z.: **Napětově deformační analýza totální povrchové náhrady kyčelního kloubu.** Výpočtová mechanika 2002, Nečtiny, 2002
- [76] Nigg, B. M., Herzog, W.: **Biomechanics of the musculo-skeletal system.** John Wiley and Sons, Calgary, 1994
- [77] Nordin, M., Frankel, V. H.: **Basic biomechanics of the musculoskeletal system.** Lippincot, Williams and Wilkins, Philadelphia, 2001
- [78] Nováček, V.: **Micropolar model of femur.** Výpočtová mechanika 2002, Nečtiny, 2002
- [79] Pauwels, F.: **Biomechanics of the normal and diseased hip.** Springer-Verlag, Berlín, 1976
- [80] Pedersen, D. R., Brand, R. A., Cheng, C., Arora, J. S.: **Direct comparison of muscle force predictions using linear and nonlinear programming.** J. Biomechanical Engineering, 1987
- [81] Pedersen, D., Brand, R., Davy, D.: **Pelvic muscle and acetabular contact forces during gait.** J. Biomechanics, 1997
- [82] Petra, M., Benson, M. K. D.: **Long-term outcomes in developmental dysplasia of the hip.** Hip International, 2001
- [83] Petrtýl, M., Ondrouch, A., Milbauer, M.: **Experimentální biomechanika pevné fáze lidského skeletu.** Academia Praha, 1985
- [84] Petruška, J.: **Počítačové metody mechaniky II.** FSI VUT, Brno, 2001
- [85] Pithioux, M. et al.: **An alternative ultrasonic method for measuring the elastic properties of cortical bone.** J. Biomechanics, 2002
- [86] Poggie, R. A., Brown, T. D., Pedersen, D. R.: **Finite element analysis of peri-acetabular stress of cemented, metal-backed, and porous tantalum backed acetabular components.** 45th annual orthopaedic research society meeting, Anaheim, 1999

- [87] Pompe, B. et al.: **How should dysplastic human hips be evaluated?** Cellular & molecular biology letters, 2002
- [88] Reilly, D. T., Burstein, A. H.: **The mechanical properties of cortical bone.** J. Bone Joint Surgery, 1974
- [89] Reilly, D. T., Burstein, A. H.: **The mechanical properties of cortical bone.** J. Biomechanics, 1975
- [90] Rieppo, J. et al.: **Depth-dependent mechanical properties of bovine patellar cartilage.** 47th Annual Meeting, Orthopaedic Research Society, 2001
- [91] Rohl, L. et al.: **Tensile and compressive properties of cancellous bone.** J. Biomechanics, 1991
- [92] Rozkydal, Z., Chaloupka, R.: **Vyšetřovací metody v ortopedii.** LF MU, Brno, 2001
- [93] Sinělnikov, R. D.: **Atlas anatomie člověka 1.díl, nauka o kostech, kloubech, vazech a svalech.** Avicenum, Praha, 1980
- [94] Sosna, A., Vavřík, P., Pokorný, D. a kol.: **Základy ortopedie.** Triton, Praha, 2001
- [95] Spilker, R. L., Suh, J. K., Mow, V. C.: **A FE analysis of the indentation stress-relaxation response of linear biphasic articular cartilage.** J. Biomechanical Engineering, 1992
- [96] Šponer, P., Urban, K., Karpaš, K.: **Trojité Steelova innominátní osteotomie při léčbě onemocnění dětského kyčelního kloubu.** Lék. zpr. LF UK, Hradec Králové, 2002
- [97] Srakar, F., Iglič, A., Antolič, A. Herman, S.: **Computer simulation of periacetabular osteotomy.** Acta Ortop. Scand., 1992
- [98] Stankovski, V., Smrke, D.: **Computer systems for determination of pressure distribution in the hip joint articular surface: validation and results.** Radiol. Oncol., 2001
- [99] Stenström, M. et al.: **Bone mineral density and bone structure parameters as predictors of bone strength: an analysis using computerized microtomography and gastrectomy-induced osteopenia in the rat.** J. Biomechanics, 2000
- [100] Taylor, W. R. et al.: **Determination of orthotropic bone elastic constants using FEA and modal analysis.** J. Biomechanics, 2002
- [101] Tönnis, D.: **Congenital dysplasia and dislocation of the hip in children and adults.** Springer-Verlag, Berlín, 1987
- [102] Töyräs, J. et al.: **Estimation of the Young's modulus of articular cartilage using an arthroscopic indentation instrument and ultrasonic measurement of tissue thickness.** J. Biomechanics, 2001
- [103] Turner, C. H., Jae, R., Yuichi, T.: **The elastic properties of trabecular and cortical bone tissues are similar: results from two microscopic measurement techniques.** J. Biomechanics, 1999

- [104] Turner, C. H.: **Yield behavior of bovine cancellous bone.** J. Biomechanical Engineering, 1989
- [105] Ulrich, D., Van Rietbergen, B., Weinans, H.: **Finite element analysis of trabecular bone structure: A comparison of image-based meshing techniques.** J. Biomechanics, 1998
- [106] Valenta, J., Konvičková, S., Valerián, D.: **Biomechanika kloubů člověka.** ČVUT, Praha, 1999
- [107] Valenta, J., Konvičková, S.: **Biomechanika člověka, svalově kosterní systém - díl I.** ČVUT, Praha, 1997
- [108] Valenta, J., Konvičková, S.: **Biomechanika člověka, svalově kosterní systém - díl II.** ČVUT, Praha, 1997
- [109] Valenta, J.: **Biomechanika.** Academia, Praha, 1985
- [110] Vengust, R., Daniel, M., Antolič, V., Zupanc, O., Iglič, A., Kralj-Iglič, V.: **Biomechanical evaluation of hip joint after Salter innominate osteotomy: a long-term follow-up study.** Arch. Orthop. Trauma. Surg. 121, 2001
- [111] Vojtašák, J.: **Ortopédia – Bedrový klb a stehno.** Slovak Academic Press, Bratislava, 1998
- [112] Vrbka, M.: **Diplomová práce: Deformačně napět'ová analýza tumorové endoprotézy a totální endoprotézy.** FSI VUT, Brno, 2000
- [113] Vrbka, M.: **Pojednání k SDZ: Deformačně napět'ová analýza fyziologicky a patologicky vyvinutého kyčelního spojení.** FSI VUT, Brno, 2002
- [114] Vtípil, J.: **Simulace adaptačních a hojivých procesů kostní tkáně.** Inženýrská mechanika 2002, Svratka, 2002
- [115] Windhager, R., Pongracz, N., Schonecker, W., Kotz, R.: **Chiari osteotomy for congenital dislocation and subluxation of the hip.** J. Bone Joint. Surg., 1991
- [116] Wirtz, D. C. et al.: **Critical evaluation of known bone material properties to realize anisotropic FE-simulation of the proximal femur.** J. Biomechanics, 2000
- [117] Woo, S. L-Y., Johnson, G. A., Smith, B. A.: **Mathematical modeling of ligaments and tendons.** J. Biomechanical Engineering, 1993
- [118] Wu, J. Z., Herzog, W.: **Mechanical anisotropy of articular cartilage is associated with variations in microstructures.** American Society of Biomechanics, 2000
- [119] Yeni, Y. N., Fyhrie, D. P.: **A rate-dependent microcrack-bridging model that can explain the strain rate dependency of cortical bone apparent yield strength.** J. Biomechanics, 2003
- [120] Yoon, Y. J., Cowin, S. C.: **How to estimate the effective isotropic and transversely isotropic elastic constants of bone tissues from known values of their orthotropic elastic constants.** Bioengineering conference ASME 2001, 2001

- [121] Yucesoy, C. A. et al.: **Three-dimensional finite element modeling of skeletal muscle using a two-domain approach: linked fiber-matrix mesh model.** J. Biomechanics, 2002
- [122] Zenios, M., Hutchinson, C., Galasko, C. S. B.: **Radiological evaluation of surgical treatment in Perthes' disease.** International Orthopaedics, 2001
- [123] Zupanc, O., Antolič, V., Iglič, A., Jaklič, A., Kralj-Iglič, V., Stare, J., Vengust, R.: **The assessment of contact stress in the hip joint after operative treatment for severe slipped capital femoral epiphysis.** Int. Orthop. 25, 2001
- [124] Zysset, P. et al.: **Elastic modulus and hardness of cortical and trabecular bone lamellae measured by nanoindentation in human femur.** J. Biomechanics, 1999
- [125] <http://arthroplasty-arthroscopy.mc.metu.edu.tr/>
- [126] <http://www.sulzermmedica.com/>
- [127] <http://www.beznoska.cz/>
- [128] <http://depts.washington.edu/bonebio/ASBMRed/ASBMRed.html>
- [129] <http://www.pediatric-orthopedics.com/home.html>
- [130] <http://www.bio.psu.edu/faculty/strauss/anatomy/skel/>
- [131] <http://www.endoimplant.cz/>

9 AUTOROVY PUBLIKACE SOUVISEJÍCÍ S DISERTAČNÍ PRACÍ

- [132] Vaverka, M., Vrbka, M.: **3D-modelling of the hip joint and its strain and stress analysis using FEM.** Mechatronics, Robotics and Biomechanics 2001, Třešť, 2001
- [133] Vaverka, M., Vrbka, M.: **Řešení kontaktních úloh pomocí MKP a jejich aplikace v biomechanice.** Aplikovaná mechanika 2002, VŠB TU, Ostrava, 2002
- [134] Vaverka, M.: **Diplomová práce: Napjatostně – deformační analýza geometricky zjednodušeného modelu kyčelního spojení.** FSI VUT, Brno, 2000
- [135] Vrbka, M., Vaverka, M.: **Mechanická analýza fyziologicky a patologicky vyvinutého kyčelního kloubu metodou konečných prvků.** Skelet 2002, CBMI ČVUT, Praha, 2002
- [136] Vrbka, M., Vaverka, M.: **Deformačně – napjatostní analýza kyčelního kloubu.** FSI Junior konference 2001, Brno, 2001
- [137] Iván, L., Vrbka, M., Vaverka, M.: **Vytvoření prostorového modelu geometrie kyčelního spojení.** Acta Mechanica Slovaca 1/2002, Košice, 2002.
- [138] Vrbka, M., Vaverka, M.: **Počítačová podpora chirurgickým zákrokům na patologicky vyvinutých kyčelních kloubech.** Acta Mechanica Slovaca 1/2002, Košice, 2002

- [139] Vaverka, M.: **Pojednání k SDZ: Mechanická studie patologicky vyvinutého kyčelního spojení z hlediska následných chirurgických operací.** FSI VUT, Brno, 2002
- [140] Vrbka, M., Vaverka, M.: **Výpočtové modelování deformačně – napjatostních poměrů ve fyziologicky a patologicky vyvinutých kyčelních kloubech.** Výpočtová mechanika 2002, Nečtiny, 2002
- [141] Vaverka, M., Vrbka, M.: **Vyšetřování deformace a napjatosti v dětském kyčelním spojení na konečnoprvkovém 3D modelu.** Výpočtová mechanika 2002, Nečtiny, 2002
- [142] Vrbka, M., Vaverka, M.: **Computational Model of Hip Osteotomies.** Biomechanics of man 2002, Čejkovice, 2002
- [143] Vaverka, M., Vrbka, M.: **Strain and Stress Analysis of Children's Hip by means of FEM.** Biomechanics of man 2002, Čejkovice, 2002
- [144] Vaverka, M., Vrbka, M.: **Deformačně – napět'ová analýza zdravého a dysplastického kyčelního kloubu.** FSI Junior conference 2002, Brno, 2002
- [145] Vrbka, M., Vaverka, M., Florian, Z.: **Sensitivity Analysis of Stress and Strain Fields in relation to Material Characteristics of Hip Joint.** Mechatronics, Robotics and Biomechanics 2003, Hrotovice, 2003
- [146] Vaverka, M., Vrbka, M., Návrat, T., Florian, Z.: **Computational modelling of the hip joint in reference to clinical requirements.** Applied Mechanics 2003, Jaworzynka, 2003
- [147] Vrbka, M., Vaverka, M., Florian, Z., Rozkydal, Z.: **Napět'ově – deformační analýza fyziologického a patologického kyčelního kloubu.** Výpočtová mechanika 2003, Nečtiny, 2003
- [148] Vaverka, M., Vrbka, M., Florian, Z., Ondruš, Š.: **Analýza deformačně – napět'ových poměrů v kyčelním kloubu pomocí MKP.** Výpočtová mechanika 2003, Nečtiny, 2003
- [149] Vrbka, M., Vaverka, M., Florian, Z.: **Napět'ově – deformační analýza fyziologického a patologického kyčelního kloubu.** FSI Junior conference 2003, Brno, 2003
- [150] Vaverka, M., Vrbka, M., Florian, Z.: **Výpočtové modelování deformačně – napět'ových stavů ve zdravých a patologických kyčelních kloubech.** 12. ANSYS Users' Meeting, Hrubá Skála, 2004
- [151] Vrbka, M., Vaverka, M.: **Deformačně napět'ová analýza fyziologicky a patologicky vyvinutých kyčelních kloubů dětí a dospělých.** FSI Junior conference 2004, Brno, 2004
- [152] Vaverka, M., Návrat, T., Vrbka, M., Florian, Z., Fuis, V.: **Stress and Strain Analysis of the Hip Joint using FEM.** Applied Biomechanics 2005, Regensburg, 2005

10 SUMMARY

This PhD thesis solves biomechanical problems of the hip joint. Many surgical operations on pathological hips are based on the improvement of improper

anatomical and mechanical conditions in the joint, resulting from modification or reconstruction of its geometry. These operations, such as osteotomies are very complex. It is up-to-date to concern with biomechanics of pathological hips especially in young patients and it is necessary to supplement the existing clinical findings with the results of mechanical analyses. These problems have currently been a common subject of investigations carried out by the Institute of Solid Mechanics, Mechatronics and Biomechanics FME BUT and orthopaedic department in Clinic of Paediatric Surgery, Orthopaedics and Traumatology, The Faculty Hospital of Brno.

In this thesis, problems of the hip joint are described both in terms of medicine and in terms of present knowledge in biomechanics. In order to study biomechanics of the pathological hip, the computational model of the physiological hip joint of adult human was first created. The geometry of this three-dimensional model was created using the data from computed tomography (CT).

Next, two computational models of both hips of young patient (16 years) were created. The first one corresponds to the physiological hip while the second one corresponds to the pathological hip, affected by Perthes disease with a deformed shape of the femoral head. The geometry of these two models was created using CT data, which were stored in DICOM standard. The tissue segmentation was made in RHINOCEROS (Rhino) by means of closed splines. These vector data were further used for creation of three-dimensional model of geometry in Rhino. These models of geometry were imported from Rhino into the finite element ANSYS software. As the data transfer is associated with problems, a part of this PhD thesis is concerned with troubleshooting data exchange between the two systems, RHINOCEROS and ANSYS. The finite element mesh was generated and boundary conditions were applied in the ANSYS system.

The strain and stress analysis was performed on all computational models by means of finite element method (FEM) in ANSYS system. The quantities, which describe appropriately the interaction between individual components of the hip were analysed (magnitude and distribution of contact pressure on contact surfaces, magnitude and spatial orientation of resultant contact force, stress in individual components of the hip etc.).

A sensitivity analysis of the influence of CCD angle (angle between axis of femoral body and axis of femoral neck) on the contact pressure and on the resultant contact force was performed. Variants of the model, which were used for this sensitivity analysis, represent deformities coxa vara and coxa valga. Material characteristics, published by various authors have substantial scatter of values. Therefore, the sensitivity analyses of the influence of several material characteristics on contact pressure and resultant contact force were performed.

The results obtained were discussed and compared with the findings from clinical practice. Conclusions presented in this PhD thesis represent new findings for clinical practice and also forms a basis for further research in biomechanics of the hip e.g. for modelling of other types of pathological hip.

11 AUTOROVO CURRICULUM VITAE

Jméno a příjmení: Ing. Michal Vaverka
Datum narození: 19. července 1976
Adresa: Štouračova 10, Brno, 635 00
e-mail: vaverka@fme.vutbr.cz

Vzdělání:

2000 - dosud Doktorské studium, Ústav mechaniky těles, FSI VUT v Brně.
Obor: Aplikované vědy v inženýrství - Inženýrská mechanika.
Státní doktorská zkouška byla složena v r. 2002
1995 - 2000 Magisterské studium FSI VUT v Brně. Obor: Aplikovaná
mechanika, specializace: Inženýrská mechanika. Téma
diplomové práce: Napjatostně – deformační analýza geometricky
zjednodušeného modelu kyčelního spojení
1991 - 1995 Střední průmyslová škola strojnická, Sokolská 1, Brno

Pracovní zkušenosti:

09/2004 - dosud Ústav konstruování FSI VUT v Brně:
Asistent - Odbor částí a mechanismů strojů
01/2004 - 08/2004 Ústav mechaniky těles FSI VUT v Brně: Strojírenský technik
09/2001 - 11/2001 Ústav mechaniky těles FSI VUT v Brně: Strojírenský technik

Vědecká činnost:

Spoluřešitel grantových projektů a výzkumných záměrů:
GA ČR 101/01/0974 - Specifické biomechanické problémy kyčelních endoprotéz
a jejich řešení modelováním,
MSM 262100024 - Výzkum a vývoj mechatronických soustav,
GA ČR 101/05/0136 - Klinické biomechanické problémy velkých kloubů člověka,
GA ČR 101/03/0525 - Studium únavového poškození elastohydrodynamicky
mazaných třecích povrchů narušených vtiskem cizí částice,
FP 330019 (Fond vědy FSI VUT 2003) - Napjatostně deformační analýza
fyziologických a patologických kyčelních kloubů,
BD 134 3022 (Fond vědy FSI VUT 2004) - Deformačně napěťová analýza
fyziologicky a patologicky vyvinutých kyčelních kloubů dětí a dospělých

Pedagogická činnost:

Výuka na FSI: Pružnost a pevnost II., Technická mechanika I., Části a mechanismy
strojů I., II. a III., MKP a ANSYS, Výpočtové nadstavby pro CAD

Ocenění: Umístění v soutěži vědeckovýzkumných prací FSI Junior konference:
2. místo v letech 2001, 2002 a 1. místo v r. 2003

Jazykové znalosti: Angličtina (pokročilý), Němčina (středně pokročilý)

Znalost PC: ANSYS, RHINOCEROS, AutoCAD, Mathcad, Cosmos DesignStar,
PASCAL, HTML, MS Windows, MS Office