

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

Ing. Martin Vrbka

**DEFORMAČNĚ NAPĚŤOVÁ ANALÝZA FYZIOLOGICKY
A PATOLOGICKY VYVINUTÉHO KYČELNÍHO SPOJENÍ**

STRAIN-STRESS ANALYSIS OF PHYSIOLOGICALLY
AND PATHOLOGICALLY DEVELOPED HIP JOINT

ZKRÁCENÁ VERZE PH.D. THESIS

Obor:	Inženýrská mechanika
Školitel:	Ing. Zdeněk Florian, CSc.
Oponenti:	MUDr. Zbyněk Rozkydal, Ph.D. Prof. Ing. Petr Horyl, CSc. Prof. Ing. Přemysl Janíček, DrSc.
Datum obhajoby:	5. 5. 2004

Klíčová slova

biomechanika, kyčelní kloub, pánev, stehenní kost, dysplazie, metoda konečných prvků, deformačně napěťová analýza, kontaktní tlak

Keywords

biomechanics, hip joint, pelvis, femur, dysplasia, finite element method, strain-stress analysis, contact pressure

Místo uložení práce

Oddělení pro vědu a výzkum

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

© Martin Vrbka, 2004

ISBN 80-214-2694-2

ISSN 1213-4198

OBSAH

1 ÚVOD.....	5
2 VYMEZENÍ PROBLÉMOVÉ SITUACE	6
2.1 Onemocnění kyčelního kloubu	6
2.2 Chirurgická léčba onemocnění kyčelního kloubu.....	6
2.2.1 <i>Kyčelní osteotomie</i>	6
2.2.2 <i>Kyčelní náhrady</i>	7
2.2.3 <i>Využití mechaniky při návrhu kyčelních osteotomií a náhrad</i>	8
3 FORMULACE PROBLÉMU, CÍLE A METODA ŘEŠENÍ	8
3.1 Metoda řešení.....	9
3.1.1 <i>Kontaktní úlohy</i>	9
4 VÝPOČTOVÉ MODELOVÁNÍ.....	10
4.1 Geometrické modely kyčelních kloubů	10
4.1.1 <i>Model fyziologického kyčelního kloubu</i>	10
4.1.2 <i>Model patologického kyčelního kloubu, který vznikl úpravou geometrie acetabula fyziologického kyčelního kloubu</i>	10
4.1.3 <i>Model patologického kyčelního kloubu vytvořený na základě dat z počítačové tomografie (CT)</i>	11
4.2 Modely materiálů prvků kyčelních kloubů	13
4.3 Vytvoření konečnoprvkové sítě	14
4.4 Model spojení	14
4.5 Model zatížení.....	14
4.6 Realizace výpočtů	16
4.7 Analýza výsledků.....	17
4.7.1 <i>Výpočtový model fyziologického kyčelního kloubu (varianty F1-F5)</i>	17
4.7.2 <i>Výpočtový model patologického kyčelního kloubu, který vznikl úpravou geometrie acetabula fyziologického kyčelního kloubu (varianty FP1 a FP2)</i>	17
4.7.3 <i>Výpočtový model patologického kyčelního kloubu vytvořený na základě dat z počítačové tomografie – CT (varianty P1-P3)</i>	18
4.7.4 <i>Citlivostní analýzy (varianty C1-C7)</i>	20
5 ZÁVĚR.....	22
LITERATURA	23
AUTOROVY PUBLIKACE SOUVISEJÍCÍ S DISERTAČNÍ PRACÍ	27
SUMMARY	29
ŽIVOTOPIS.....	31

1 ÚVOD

Biomechanika člověka se zabývá řešením celé řady problémů souvisejících s lidským tělem. Při řešení biomechanických problémů jsou využívány vědomosti a poznatky z oboru inženýrské mechaniky. Biomechanických problémů je velké množství. Do skupiny nejstarších, často řešených a v současné době stále aktuálních problémů patří problémy související s funkcí kyčelního kloubu.

V klinické praxi se setkáváme s různými onemocněními kyčelního kloubu. Počínaje dětstvím (např. vývojová dislokace kyčelního kloubu, Legg-Calvé-Perthesova choroba nebo coxa vara dospívajících), dále ve věku produktivním a zejména ve věku seniorském (např. koxartróza). Většina onemocnění je provázána deformitou kyčelního spojení, což vede ke snížení funkčnosti kloubu, které se projevuje špatným přenosem zatížení mezi hlavicí stehenní kosti a jamkou kloubu, omezením pohyblivosti a bolestí. S rozvojem onemocnění kloubu dochází k degenerativním změnám spojených s narůstající bolestí, takže v určitém okamžiku může dojít k úplné ztrátě funkčnosti kyčelního spojení. Pokud je konzervativní léčba málo efektivní, je třeba uvažovat o chirurgickém zákroku. Z mechanického hlediska můžeme chirurgické zákroky na nejjednodušší úrovni rozdělit na implantace náhrad a na zákroky, které upravují tvar a orientaci jednotlivých komponent kyčelního kloubu (např. osteotomie, repozice, plastika stříšky). Použití daného chirurgického postupu je závislé na míře poškození kyčelního kloubu a také na jiných okolnostech např. na věku pacienta a zejména na jeho celkovém zdravotním stavu. Rovněž lékařská pracoviště se mohou odlišovat způsobem léčby stejného typu onemocnění, záleží vždy na zkušenostech a orientaci konkrétního pracoviště.

Cílem operativního řešení (chirurgického zákroku) je zlepšit nepříznivé tvarové a silové poměry mezi jednotlivými prvky patologického kyčelního kloubu tak, aby se co nejvíce přiblížily poměrům ve zdravém kyčelním kloubu. V biomechanice a ortopedii hovoříme o zlepšení biomechanických poměrů v kloubu. V současné době je v biomechanice člověka stále více využívána metoda konečných prvků, která zpočátku sloužila k řešení inženýrských problémů. Je to jedna z metod výpočtového modelování. Pomocí výpočtového modelování můžeme provádět mechanickou analýzu kyčelního spojení pro různé stavy: zdravý (fyziologický) kloub, patologický kloub např. s nějakým typem dysplazie, kloub po provedení osteotomie nebo kloub po aplikaci náhrady. Chirurgické zákroky na patologických kloubech jsou velice složité zejména díky obtížné prostorové orientaci na kyčelním spojení a podstatné změně biomechanických poměrů. Právě mechanická analýza kyčelního spojení před a po operaci může být jedním z významných ukazatelů úspěšnosti operace a zdrojem poznatků pro další zákroky podobného charakteru.

Předkládaná práce se zabývá problematikou fyziologického a patologického kyčelního spojení. Jsou vytvořeny výpočtové modely a na těchto modelech jsou provedeny deformačně napěťové a citlivostní analýzy s využitím metody konečných prvků.

2 VYMEZENÍ PROBLÉMOVÉ SITUACE

Existuje celá řada onemocnění kyčelního kloubu, na které lze aplikovat různé typy chirurgických zákroků. V klinické praxi mezi nejčastěji používané chirurgické zákroky na kyčelním spojení patří kyčelní osteotomie a implantace totálních, částečných nebo povrchových náhrad. Proto nejprve uvádím základní přehled onemocnění kyčelního kloubu, kde se uplatňuje léčba pomocí těchto zákroků. V další kapitole pak bude ve stručnosti popsána chirurgická léčba onemocnění kyčelního kloubu pomocí kyčelních osteotomií a kyčelních náhrad.

2.1 ONEMOCNĚNÍ KYČELNÍHO KLOUBU

Z lékařského pohledu lze rozdělit onemocnění kyčelních kloubů na onemocnění vyskytující se u dětí a dospívajících a na onemocnění kloubů dospělých. Existuje mnoho dalších hledisek, jak lze rozdělit onemocnění kyčelních kloubů. Hrubé rozdělení vad kloubů je na vady vrozené a získané. Vady vrozené se pak dělí na vady typické, které jsou dědičné a na vady atypické, které vznikají vlivem působení vnějších vlivů během vývoje plodu. Mezi vady kyčelních kloubů dětí a dospívajících, které jsou léčeny pomocí rekonstrukce a modifikace geometrie kyčelního kloubu (pomocí kyčelních osteotomií) patří: vývojová dislokace kyčelního kloubu, coxa vara congenita, coxa vara adolescentium, Legg-Calvé-Perthesova choroba a další. U dospělých a seniorů dochází v průběhu života k degenerativním pochodům v kyčelních kloubech, které vedou ke snížení pohyblivosti a až k úplné destrukci kloubu. Velkou roli hraje také to, zda pacient měl nějakou vadu kyčlí již v dětském věku a zda léčba proběhla úspěšně. Mezi nejčastější onemocnění kyčelního kloubu u dospělých patří reziduální dysplazie kyčelního kloubu, která je důsledkem špatné léčby vývojové dysplazie v dětském věku a koxartróza. V klinické praxi se vyskytují ještě další onemocnění kyčelního kloubu u dospělých. Jsou to např. nádorová onemocnění, revmatoidní artritida, metabolická onemocnění. Velkou skupinu tvoří také úrazy kyčle. Některá z těchto onemocnění jsou léčena za pomoci osteotomií a aloplastiky.

2.2 CHIRURGICKÁ LÉČBA ONEMOCNĚNÍ KYČELNÍHO KLOUBU

Cílem většiny chirurgických zákroků je zlepšit nepříznivé biomechanické poměry v kyčelním kloubu. Vzhledem k řešené problematice se zaměřím pouze na kyčelní osteotomie a okrajově na aplikaci kyčelních náhrad.

2.2.1 Kyčelní osteotomie

V klinické praxi se používají různé typy osteotomií. Cílem osteotomií je zlepšit anatomické a biomechanické poměry v patologickém kloubu tak, aby se co nejvíce přiblížily kloubu zdravému. Např. zvýšit pokrytí hlavičky femuru, čímž dojde k lepšímu rozložení stykového tlaku mezi hlavicí a jamkou nebo zajistit správný tonus v gluteálním svalstvu apod. Užitím osteotomie se v mnoha případech vyhneme implantaci totální náhrady nebo ji alespoň oddálíme do pozdějšího věku pacienta.

Životnost totální náhrady se pohybuje kolem 15 let a uvážíme-li jednu reoperaci, jedná se o konečné řešení. Proto jsou osteotomie používány zejména u mladších pacientů. Podle místa, kde je osteotomie vykonávána, se dělí na: osteotomie pánve, osteotomie femuru a jejich kombinace. Některé osteotomie jsou vhodnější spíše pro děti a dospívající, jiné pro dospělé. Vlastní operační zákrok je náročný a léčba dlouhodobá.

Osteotomií (oste = kost, tome = řezat) jsou prořaty kosti v blízkosti kloubu, a tyto kosti jsou orientovány do výhodnější geometrické pozice tak, aby se docílilo co největšího pokrytí hlavice femuru acetabulem, soustřednosti hlavice a acetabula a maximální pohyblivosti a stability kyčelního kloubu. Jednotlivé fragmenty kostí jsou pak navzájem zafixovány. Výhoda osteotomií je ta, že zůstávají zachovány kloubní části, u kterých může probíhat následná remodelace a vývoj kloubu a navíc tělo neobsahuje cizí těleso.

K chirurgické léčbě výše uvedených (kap. 2.1) onemocnění kyčelního kloubu se používají tyto kyčelní osteotomie: Salterova osteotomie pánve, Pembertonova osteotomie pánve, Chiariho osteotomie pánve, dvojitá osteotomie pánve podle Sutherlanda, trojitá osteotomie pánve podle Steela, varizační osteotomie femuru, valgizační osteotomie femuru a derotační osteotomie femuru. Rovněž se používají kombinace pánevních a femorálních osteotomií. V literatuře lze objevit daleko větší počet osteotomií, většinou jsou to modifikace již výše uvedených osteotomií nebo jde o osteotomie, které se v současnosti nepoužívají.

2.2.2 Kyčelní náhrady

Endoprotézy kyčelního kloubu jsou nejčastěji používanými náhradami velkých kloubů v lidském těle. Jejich vývoj prošel za několik desetiletí užívání podstatnými konstrukčními a technologickými změnami, které vedly k úspěšnému odstranění velkého množství počátečních problémů. Přesto v současné době stále existuje mnoho problémů, které je nutné vyřešit. Problematika kyčelních endoprotéz není přímo náplní této práce, ale úzce souvisí s řešenou problematikou fyziologického a patologického kyčelního spojení.

Kyčelní endoprotézy se aplikují v případech, kdy selže konzervativní léčba, tam kde je léčba pomocí osteotomií nebo acetabuloplastiky málo účinná a v případech, kde není možný jiný způsob léčby např. poúrazová destrukce kloubu nebo nádorová onemocnění. Mezi onemocnění, která jsou řešena pomocí kloubní náhrady patří degenerativní onemocnění kyčelního kloubu (koxartróza), destrukce kloubu v důsledku revmatoidní artritidy, nádorová onemocnění proximální části femuru, těžké formy reziduálních dysplazií a poškození kyčelního kloubu úrazem (zlomenina krčku femuru, poúrazová destrukce kloubu, avaskulární nekróza).

Životnost kyčelních endoprotéz se pohybuje v průměru kolem 15-20 let, v klinické praxi se setkáváme i s pacienty, kteří mají implantovanou endoprotézu déle než 25 let. Na druhé straně je skupina pacientů, kterým musí být v důsledku komplikací reoperována endoprotéza po krátké době. Uvážíme-li možnost jedné reoperace, dostáváme se tak na životnost endoprotézy 20-30 let. V tomto případě jde

o konečné řešení, proto se lékaři snaží oddálit implantaci do co nejvyššího věku pacienta.

Umělé náhrady kyčelního kloubu je možné rozdělit z hlediska rozsahu náhrady do čtyř skupin: cervikokapitální (částečné) endoprotézy, totální (úplné) endoprotézy, anatomické endoprotézy a povrchové endoprotézy.

Z hlediska použití kostního cementu lze umělé náhrady kyčelního kloubu rozdělit do tří skupin: cementované endoprotézy, necementované endoprotézy a hybridní endoprotézy (pouze u totálních a povrchových endoprotéz).

2.2.3 Využití mechaniky při návrhu kyčelních osteotomií a náhrad

Po vykonání kyčelní osteotomie očekáváme, že dojde ke zlepšení biomechanických poměrů v kyčelním kloubu, chceme se tedy co nejvíce přiblížit deformačně napěťovým stavům, které jsou charakteristické pro zdravý kloub. Osteotomie je však velice komplikovaný zákrok, zejména díky obtížné prostorové orientaci na kyčelním spojení v průběhu operace. Velmi dobrá prostorová orientace je potřebná ke správnému vedení řezů na jednotlivých částech kloubu a ke správnému usazení oddělených částí do nové geometrické pozice. Je-li osteotomie vedena nevhodně, může dojít i ke zhoršení stávajícího patologického stavu. Z tohoto důvodu je užitečné využít výpočtového modelování, pomocí něhož lze z mechanického hlediska simulovat různé typy osteotomií a navrhnout nejvýhodnější způsob vedení osteotomie. Tímto způsobem můžeme pro konkrétní patologické onemocnění kyčelního kloubu vybrat z biomechanického hlediska nejvýhodnější typ osteotomie a nechat jej posoudit chirurgům.

Taktéž v oblasti implantace kyčelních náhrad je výpočtové modelování využíváno k návrhu jednotlivých typů endoprotéz pro různá poškození kyčelního kloubu. Zkoumají se deformačně napěťové parametry drátků, hlavic a umělých jamek. Dále se zkoumá způsob fixace jednotlivých komponent endoprotéz do kostní tkáně (interakce náhrada-kost), vyšetřuje se jak náhrada ovlivní deformaci a napjatost v pánvi a femuru a podobně.

Jak kyčelní osteotomie, tak i implantace kyčelních náhrad jsou techniky, jejichž cílem je zrekonstruovat poškozený kloub. Cílem je, aby se mechanické parametry zrekonstruovaného kloubu blížily mechanickým parametrům kloubu zdravého. K tomu, abychom mohli posoudit zda je daná technika účinná, je nejprve nutné znát mechanické chování zdravého (fyziologického) a poškozeného (patologického) kyčelního kloubu.

3 FORMULACE PROBLÉMU, CÍLE A METODA ŘEŠENÍ

V předchozích kapitolách byly uvedeny nejčastěji se vyskytující onemocnění kyčelního kloubu a jejich léčba prostřednictvím chirurgických zákroků, konkrétně pomocí kyčelních osteotomií a implantace kyčelních náhrad. Indikace chirurgického zákroku záleží především na typu a rozsahu poškození kyčelního kloubu, věku pacienta, jeho zdravotním stavu a také na zkušenostech a zaměření ortopedického pracoviště.

Cílem operativního řešení (chirurgického zákroku) je zlepšit nepříznivé tvarové (geometrické) a silové poměry mezi jednotlivými komponentami patologického kyčelního kloubu tak, aby se přiblížily poměrům ve zdravém kyčelním kloubu. V biomechanice a ortopedii hovoříme o zlepšení biomechanických poměrů v kyčelním kloubu. Aplikací daného chirurgického zákroku dojde k úpravě tvaru a ke korekci vzájemné polohy jednotlivých částí kyčelního spojení, popřípadě k náhradě vadného kloubu kloubem umělým. Z mechanického hlediska jde o zlepšení deformačně napěťových veličin patologicky vyvinutého kloubu, jako je např. kontaktní tlak mezi hlavicí stehenní kosti a jamkou, výsledná styková síla apod. Abychom mohli posoudit vhodnost určitého chirurgického zákroku z mechanického hlediska, je potřebná znalost uvedených veličin u patologického kyčelního kloubu a taktéž u kloubu zdravého (fyziologického). V současné době se velká část prací zaměřuje především na mechanickou analýzu totálních náhrad kyčelního kloubu, ovšem chybí práce, které se zabývají mechanickou analýzou fyziologického a patologického kloubu, popřípadě modelováním složitých rekonstrukcí na patologických kloubech. Tyto práce jsou žádány ortopedy, kteří denně provádějí složité chirurgické zákroky na kyčelním spojení a právě výsledky výpočtového modelování deformačně napěťových poměrů v nemocném kyčelním kloubu jim mohou výrazně pomoci při výběru vhodného chirurgického zákroku. Z uvedeného vyplývá problematika, která je předmětem doktorské práce.

Cílem práce je vytvořit výpočtové modely fyziologicky a patologicky vyvinutého kyčelního spojení dospělého člověka, na těchto modelech provést deformačně napěťové a citlivostní analýzy a s využitím poznatků klinické praxe provést vyhodnocení získaných výsledků.

Řešenou problematiku nelze provádět bez přímé spolupráce s lékařským pracovištěm. Proto byla navázána spolupráce Ústavu mechaniky těles FSI VUT v Brně s I. ortopedickou klinikou fakultní nemocnice u sv. Anny v Brně, jmenovitě s MUDr. Z. Rozkydalem, Ph.D.

3.1 METODA ŘEŠENÍ

Z hlediska mechaniky je kyčelní kloub tvarově a geometricky složitá soustava, která se skládá z několika komponent, majících odlišné materiálové vlastnosti. Navíc je kyčelní kloub komplikovaně svázán s ostatními částmi těla a je složitě zatěžován. Problém určení deformace a napjatosti v prvcích kyčelního kloubu má tedy charakter úlohy obecné pružnosti. Z těchto důvodů budou podstatné mechanické veličiny fyziologického a patologického kyčelního spojení zjišťovány pomocí výpočtového modelování na prostorových (3-D) modelech a to numericky, metodou konečných prvků (MKP) s využitím výpočtového systému ANSYS.

3.1.1 Kontaktní úlohy

Ve výpočtových modelech fyziologického a patologického kyčelního kloubu je spojení hlavice a jamky modelováno prostřednictvím kontaktu. Jelikož je modelován kontakt, úloha se tímto stává nelineární. Při řešení nelineárních úloh se velmi často

setkáváme s konvergenčními problémy, které jsou závislé na mnoha faktorech. Abychom minimalizovali problémy při řešení kontaktu u výpočtového modelu kyčelního spojení a získali zkušenosti s vlastnostmi kontaktu v daném výpočtovém systému, je vhodné otestovat chování kontaktu na elementárních úlohách. Za tímto účelem bylo vytvořeno několik elementárních testovacích úloh např. kontakt mezi koulí a kulovou jamkou. Na těchto kontaktních úlohách byly porovnány výsledky numerického řešení kontaktu s analytickým řešením kontaktu podle Hertzovy teorie. Dále byl vyšetřován vliv kvality konečnoprvkové sítě, vliv kontaktní tuhosti a vliv dalších parametrů na přesnost numerického řešení. Z analýzy výsledků bylo zjištěno, že největší vliv na přesnost numerického řešení má kvalita konečnoprvkové sítě v místě styku těles, velikost kontaktní tuhosti a také typ použitého kontaktního prvku.

4 VÝPOČTOVÉ MODELOVÁNÍ

4.1 GEOMETRICKÉ MODELY KYČELNÍCH KLOUBŮ

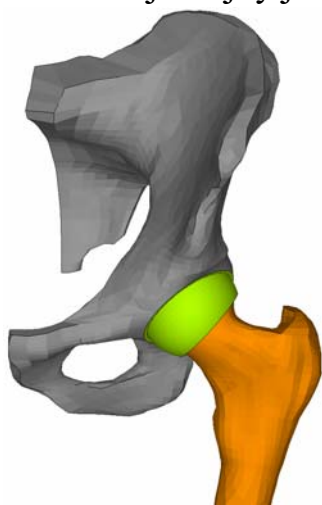
4.1.1 Model fyziologického kyčelního kloubu

Základním krokem pro vytvoření kvalitního konečnoprvkového modelu, je získat co nejpřesnější geometrii jednotlivých komponent zdravého kyčelního spojení. K dispozici byla vypreparovaná, vysušená, levá polovina kosti pánevní spolu s kostí křížovou a levý vypreparovaný, vysušený femur (obě od dospělého muže). K získání geometrie pánevní kosti a femuru bylo využito počítačové tomografie (computed tomography – CT). Nasnímaná data z počítačové tomografie upravil Ing. P. Kršek, Ph.D. do vektorového formátu IGES. Vstupní data ve formátu IGES jsou tvořena jednotlivými řezy, které obsahují množství hraničních bodů a úseček. Vzdálenost těchto řezů je u pánevní kosti 5 mm a u proximálního femuru 2,5 mm. Takto získaná geometrie ve formátu IGES je exportována do konečnoprvkového systému ANSYS, kde následuje vlastní vytvoření objemového modelu pánve a femuru. Kloubní chrupavka, která soustředně vyplňuje kloubní mezeru, je modelována buďto jen v acetabulu nebo v acetabulu i na hlavici femuru. Svaly kyčelního kloubu jsou modelovány prostřednictvím přímých prutů, které spojují počátky a úpony jednotlivých svalů. Pokud je sval objemnější a začíná nebo se upíná do širšího místa ke kosti, tak je modelován větším počtem prutů. Jelikož jsou svaly modelovány přímo určitým typem konečného prvku s určitými materiálovými vlastnostmi, tak se tímto problémem budu zabývat také v kap. 4.2. Byly vytvořeny dva modely svalů. První model zahrnuje 9 svalů v okolí kyčelního kloubu, druhý model zahrnuje jen podstatné svaly z hlediska stoje člověka na jedné dolní končetině, a sice kyčelní abduktory. Geometrický model soustavy vznikne složením geometrických modelů jednotlivých komponent kyčelního spojení viz. Obr. 1.

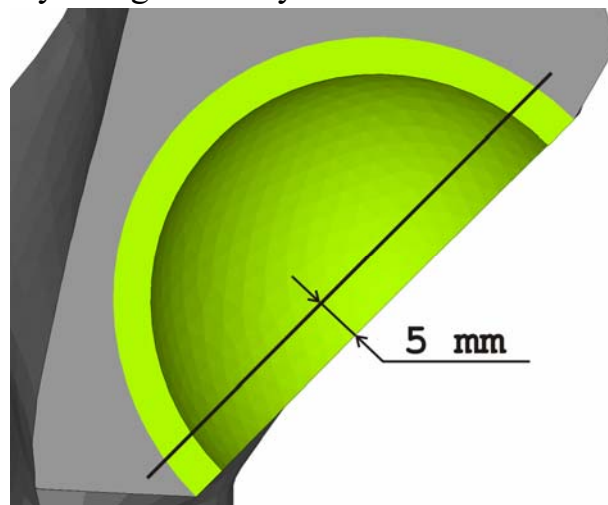
4.1.2 Model patologického kyčelního kloubu, který vznikl úpravou geometrie acetabula fyziologického kyčelního kloubu

Aby byl v co nejkratší době vytvořen výpočtový model patologického kyčelního kloubu, bylo přistoupeno k úpravě tvaru acetabula geometrického modelu

fyziologického kyčelního spojení, který byl popsán v předchozí kapitole. Acetabulum bylo seříznuto o 5 mm rovinou, která je rovnoběžná s rovinou procházející okrajem acetabula viz. Obr. 2. Tímto vzniklo mírně dysplastické acetabulum (snížila se styková plocha). Geometrický model femuru, chrupavky a model svalů je stejný jako u modelu fyziologického kyčelního kloubu.



Obr. 1 Geometrický model fyziologického kyčelního kloubu



Obr. 2 Úpravou tvaru fyziologického acetabula vznikne mírně dysplastické acetabulum

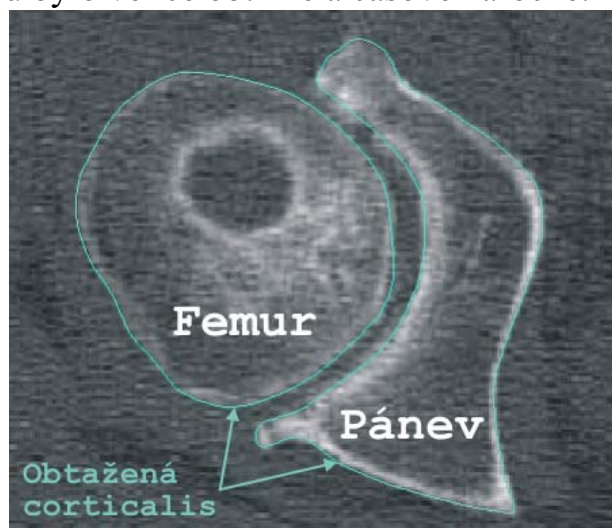
4.1.3 Model patologického kyčelního kloubu vytvořený na základě dat z počítačové tomografie (CT)

Efektivním způsobem, jak vytvořit geometrický model patologického kyčelního spojení, je využít data z počítačové tomografie, která jsou nasnímana u pacienta s onemocněním kyčelního kloubu. Přes nemalé potíže se nám tyto data nakonec podařilo získat. Nejprve MUDr. Z. Rozkydal, Ph.D. vybral skupinu pacientů s různými typy kyčelních dysplazií, kteří byli léčeni na I. ortopedické klinice fakultní nemocnice u sv. Anny v Brně. Z této skupiny byli vybráni ti pacienti, u kterých bylo provedeno CT vyšetření. Ve spolupráci s vedením a s pracovníky (jmenovitě Doc. MUDr. P. Krupa, CSc. a MUDr. J. Křístek) Kliniky zobrazovacích metod fakultní nemocnice u sv. Anny v Brně, která je vlastníkem nasnímaných dat, jsme obdrželi CT data dysplastických kloubů dvou dospělých pacientek. Prozatím jsme se zaměřili na vytváření geometrického modelu kyčelního spojení jen jedné pacientky (Obr. 3). Data z CT jsou ve formátu DICOM a navíc jsou jednotlivé snímky řezů k dispozici ve formátu JPG. Bylo nasnímano 57 řezů. Jednotlivé řezy jsou navzájem vzdáleny o 1,6 mm. Segmentace jednotlivých tkání byla provedena v programu RHINOCEROS a uložena ve formátu IGES, tak abychom mohli načíst data o geometrii kyčelního kloubu v systému ANSYS a dále jej upravovat. Segmentace byla provedena ručně, a to tak, že v každém řezu – JPG snímku byly rozpoznány dva typy kostní tkáně (Obr. 4). Světleji zobrazovaná kostní tkáň je corticalis, která obaluje spongiózu. Mezeru mezi hlavicí femuru a acetabulem vyplňuje chrupavka, která na rtg. snímcích není vidět. V každém řezu byla obtažena corticalis pánve a femuru pomocí splajnů, a tím vznikly hranice jednotlivých tkání kyčelního kloubu. IGES data jsou tedy tvořena hraničními body a křivkami (Obr. 5).

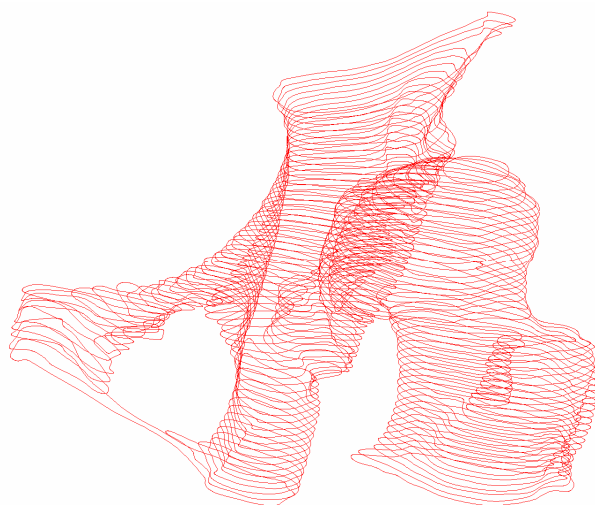
Pomocí těchto bodů a křivek byly v software ANSYS vytvářeny jednotlivé plochy a objemy dysplastického kyčelního kloubu, podobně jako tomu bylo u vytváření geometrického modelu fyziologického kyčelního kloubu. Při modelování geometrie v ANSYSu, práci stěžovala nepřítomnost CT řezů v oblasti nad acetabulem a v distální části pánevní kosti a femuru. Tyto části pánve a také křížová kost byly převzaty a vhodně upraveny z modelu fyziologického kyčelního kloubu. Díky těmto úpravám došlo k zrcadlovému převrácení, čímž vznikl levý geometrický model dysplastického kloubu. Distální část femuru (diafýza) byla modelována podle rozměrů odečtených z předozadního rtg. snímku. Rovněž jako u fyziologického modelu, byly vytvořeny dva geometrické modely chrupavek. Ze svalů v okolí kyčelního kloubu je modelováno 9 svalů nebo skupina svalů m. gluteus, a to stejným způsobem jako u kloubu fyziologického. Geometrický model jednotlivých komponent dysplastického kyčelního spojení je ve frontálním řezuobrazen na (Obr. 6). Vytváření geometrického modelu bylo velice obtížné a časově náročné.



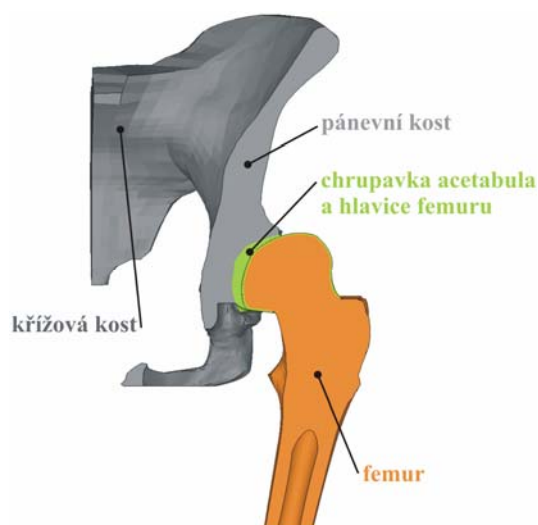
Obr. 3 Poškozený pravý kyčelní kloub dospělé pacientky (předozadní rtg. snímek)



Obr. 4 Segmentace tkání poškozeného kyčelního kloubu v software RHINOCEROS



Obr. 5 IGES data patologického kyčelního kloubu dospělé pacientky



Obr. 6 Geometrický model patologického kyčelního kloubu dospělé pacientky

4.2 MODEL Y MATERIÁLŮ PRVKŮ KYČELNÍCH KLOUBŮ

V současné době není jednoduché vytvořit model materiálu kyčelního spojení na dosti vysoké úrovni, protože se potýkáme s velkými problémy při určování materiálových charakteristik kostní tkáně, chrupavky a svalů. Naměřené materiálové charakteristiky vykazují značný rozptyl nebo se je doposud nepodařilo změřit. Z výše uvedených důvodů byly vytvořeny modely materiálů jednotlivých komponent kyčelního kloubu na úrovni izotropních, lineárně pružných materiálových charakteristik viz. Tab. 1. Protože budeme provádět srovnávací analýzy (zajímají nás změny v rozloženích a velikostech zkoumaných mechanických veličin) na modelech fyziologického a patologického kyčelního spojení, je tento model materiálu zcela postačující. Abychom zjistili, jak se projeví změna materiálových charakteristik na výsledcích deformačně napěťové analýzy kyčelního kloubu, byly provedeny různé citlivostní analýzy uvedené v Tab. 1.

Modely materiálu fyziologického a patologického kyčelního kloubu jsou téměř shodné, proto je budu popisovat oba společně. Pánevní kost spolu s kostí křížovou je ve svém jádru tvořena spongiózní kostní tkání, která je na povrchu kromě acetabula pokryta 2 mm tlustou corticalis. Acetabulum je pokryto jen 1 mm tlustou corticalis. Také femur je složen ze dvou typů kostní tkáně. Epifýza a metafýza femuru obsahuje spongiózu, která je na povrchu pokryta corticalis s proměnnou tloušťkou 1, 1,5 a 2 mm (u dysplastického modelu 1, 1,5 a 3 mm). Diafýza femuru je složena pouze z corticalis.

Svaly jsou modelovány pomocí přímých prutů viz. Obr. 7 a Obr. 8. Jednotlivé pruty o průřezu 20 mm² mají v systému ANSYS charakter lanových prvků, mohou tedy přenášet pouze tahové síly. Celý materiálový model svalů je založen na předpokladu, že ve svalech vzniká izometrická kontrakce, tzn. že se ve svalech zvyšuje napětí bez podstatné změny jejich délky. Tohoto procesu se dosáhne tak, že lanové prvky budou dostatečně tuhé, tedy bude u nich předepsán dostatečně vysoký modul pružnosti. Svaly, které budou namáhány na tlak, nebudou plnit žádnou funkci v přenosu zatížení. Takto vytvořený model svalů funguje tak, že když se kloub zatíží, svaly uvedou celý model kyčelního kloubu do statické rovnováhy.

Tab. 1 Modely materiálů jednotlivých prvků fyziologického a patologického kyčelního kloubu

Varianta	Modul pružnosti [MPa]				Poissonovo číslo [1]				Souč. tření [1]	Hmot. [kg]
	Pánev a femur		Chrup.	Svaly	Pánev a femur		Chrup.	Svaly		
	Corticalis	Spongióza			Cort.	Spong.				
Základ	14000	3000	60	2,1E+05	0,3	0,25	0,3	0,3	0,025	75
F1, P1	6000 - 24000	3000	60	2,1E+05	0,3	0,25	0,3	0,3	0,025	75
F2, P2	14000	100 - 14000	60	2,1E+05	0,3	0,25	0,3	0,3	0,025	75
F3	14000	3000	10 - 100	2,1E+05	0,3	0,25	0,3	0,3	0,025	75
P3	14000	3000	36 - 100	2,1E+05	0,3	0,25	0,3	0,3	0,025	75
F4, P4	14000	3000	60	2,1E+05	0,3	0,25	0,2 - 0,48	0,3	0,025	75
F5, P5	14000	3000	60	1,0E+04 - 1,0E+10	0,3	0,25	0,3	0,3	0,025	75
F6, P6	14000	3000	60	2,1E+05	0,3	0,25	0,3	0,3	0,01 - 1	75
F7	14000	3000	60	2,1E+05	0,3	0,25	0,3	0,3	0,025	60 - 130
P7	14000	3000	60	2,1E+05	0,3	0,25	0,3	0,3	0,025	60 - 110

4.3 VYTVOŘENÍ KONEČNOPRVKOVÉ SÍŤE

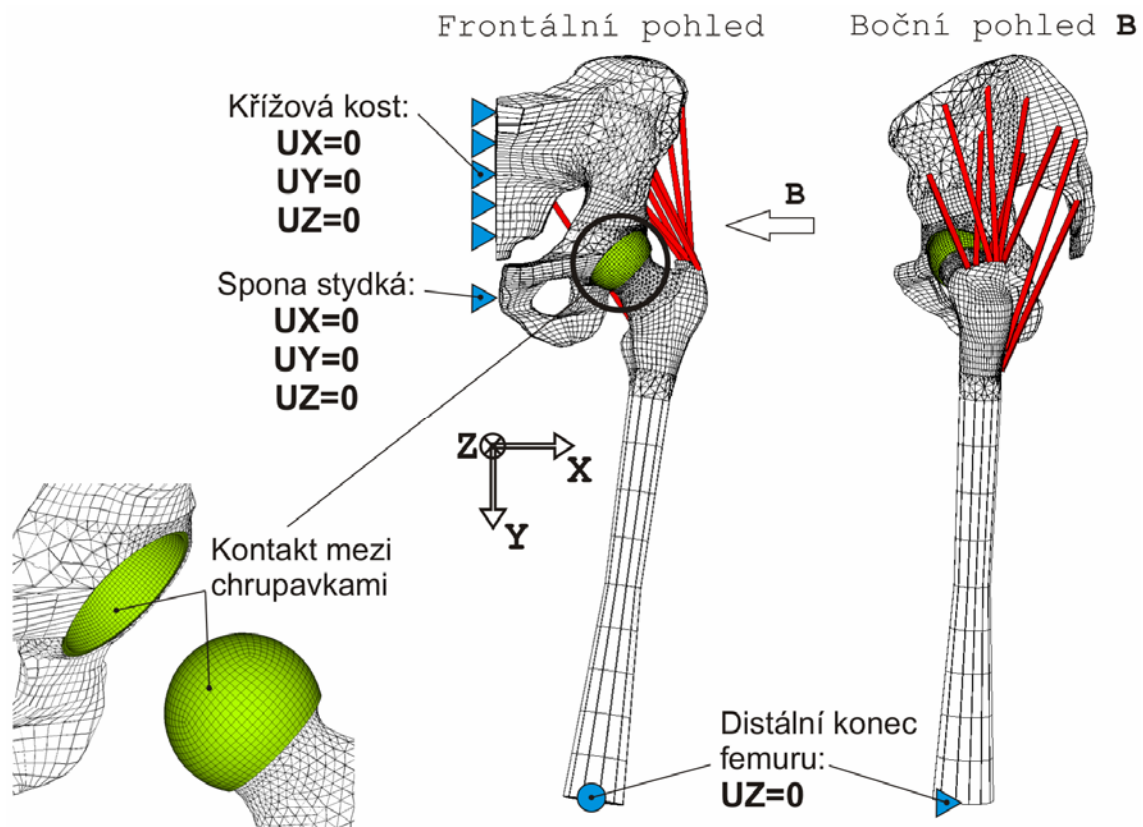
Na vytvořených geometrických modelech fyziologického a patologického kyčelního spojení byla vygenerována konečnoprvková síť. Konečnoprvková síť je tvořena převážně strukturálními prvky SOLID92 (volná síť). Na jednoduchých objemech bylo možné vytvořit mapovanou síť pomocí strukturálních prvků SOLID45 a SOLID95. Mapovaná síť je na volnou síť napojena prostřednictvím přechodových pyramidových prvků SOLID95. Kostní tkáň corticalis je na pánevní kosti a na části femuru modelována skořepinovými prvky SHELL181. Svaly jsou modelovány prutovými prvky LINK10, které mají funkci lana, přenášejí tedy pouze tahová zatížení. K vytvoření kontaktu mezi povrchem acetabulární chrupavky a povrchem hlavice femuru nebo mezi povrchy chrupavek acetabula a hlavice jsou použity kontaktní prvky TARGE170 a CONTA174. Pohled na konečnoprvkovou síť modelu fyziologického kyčelního kloubu je na Obr. 7 nebo na Obr. 8.

4.4 MODEL SPOJENÍ

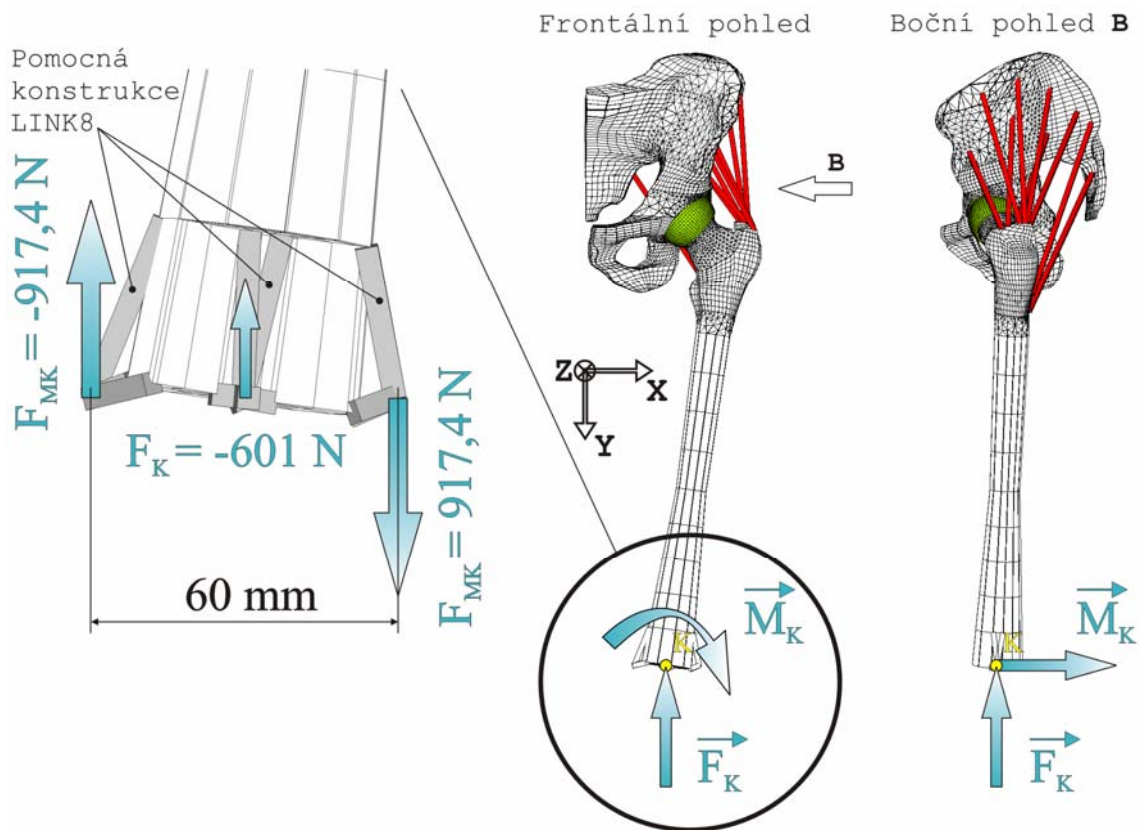
Okrajové podmínky jsou stejné pro všechny vytvořené výpočtové modely kyčelního spojení. Spojení mezi polovinou pánve a zbytkem těla je modelováno tak, že je na pánevní kosti v mediální rovině (v ose těla) zamezeno posuvům uzlových bodů ve směrech X, Y a Z, konkrétně na křížové kosti a na stydké kosti ve sponě stydké viz. Obr. 7. U výpočtových modelů, kde je modelována jen skupina svalů m. gluteus (kyčelní abduktory), musí být zamezeno posuvům uzlových bodů v distálním konci femuru, a to v předozadním směru (směr Z) viz. Obr. 7. Jinak by i malý pohyb distální části femuru v předozadním směru způsobil to, že by výpočet nekonvergoval a úlohu by nebylo možné vyřešit. Interakce mezi chrupavkou acetabula a hlavicí femuru a taktéž interakce mezi chrupavkou acetabula a chrupavkou hlavice femuru je modelována kontaktem (Obr. 7). V kontaktu je zahrnuto tření. Tření dosahuje v kyčelním kloubu velmi nízkých hodnot. Uvažovaná hodnota součinitele tření v modelu kontaktu je 0,025. Také byla provedena citlivostní analýza deformačně napěťových parametrů na velikost součinitele tření mezi kloubními chrupavkami v kyčelních kloubech viz. Tab. 1.

4.5 MODEL ZATÍŽENÍ

Model zatížení fyziologického a patologického kyčelního kloubu odpovídá stojí člověka na jedné dolní končetině. Při stojí člověka na jedné dolní končetině se chodidla při frontálním pohledu stranově kryjí a člověk je ve statické rovnováze. Je uvažována tíha pacienta F_G a tíha dolní končetiny F_{Gdk} . Zatížení je vypočteno pro hmotnost člověka 75 kg. Rovněž byla provedena citlivostní analýza deformačně napěťových parametrů na velikost hmotnosti viz. Tab. 1. Ve výpočtovém systému ANSYS je zatížení pro model fyziologického kyčelního kloubu realizováno podle Obr. 8. Výsledkem kontaktního řešení soustavy pánev-chrupavka-femur-svaly jsou pak prostorově orientované síly v uvažovaných svalech a výslednice stykové síly působící v jamce kyčelního kloubu a v opačném smyslu působící na hlavicí femuru.



Obr. 7 Model spojení (fyziologický kyčelní kloub)



Obr. 8 Model zatížení (fyziologický kyčelní kloub)

4.6 REALIZACE VÝPOČTŮ

Na vytvořených a odladěných prostorových konečnoprvkových modelech fyziologického a patologického kyčelního kloubu byly realizovány výpočty. Tab. 2 uvádí přehled řešených variant výpočtových modelů kyčelního kloubu.

Tab. 2 Přehled řešených variant

Výpočtový model fyziologického kyčelního kloubu	F1	Kontakt mezi chrupavkou acetabula a chrupavkou hlavice femuru, skupina svalů m. gluteus
	F2	Kontakt mezi chrupavkou acetabula a hlavicí femuru, skupina svalů m. gluteus
	F3	Kontakt mezi chrupavkou acetabula a chrupavkou hlavice femuru, 9 svalů
	F4	Kontakt mezi chrupavkou acetabula a hlavicí femuru, 9 svalů
	F5	Kontakt mezi chrupavkou acetabula a chrupavkou hlavice femuru, skupina svalů m. gluteus, model zatížení nižší úrovně (bez tíhy dolní končetiny)
Výpočtový model patologického kyčelního kloubu, který vznikl úpravou geometrie acetabula fyziologického kyčelního kloubu	FP1	Kontakt mezi chrupavkou acetabula a chrupavkou hlavice femuru, skupina svalů m. gluteus
	FP2	Kontakt mezi chrupavkou acetabula a hlavicí femuru, skupina svalů m. gluteus
Výpočtový model patologického kyčelního kloubu vytvořený na základě dat z počítačové tomografie (CT)	P1	Kontakt mezi chrupavkou acetabula a chrupavkou hlavice femuru, skupina svalů m. gluteus
	P2	Kontakt mezi chrupavkou acetabula a hlavicí femuru, skupina svalů m. gluteus
	P3	Kontakt mezi chrupavkou acetabula a chrupavkou hlavice femuru, skupina svalů m. gluteus, model zatížení nižší úrovně (bez tíhy dolní končetiny)
Citlivostní analýzy (Tab. 1) provedené na výpočtových modelech fyziologického kyčelního kloubu (varianta F1) a patologického kyčelního kloubu (varianta P1)	C1	Vliv modulu pružnosti corticalis pánve a femuru na velikost a rozložení stykového tlaku a na velikost výsledné stykové síly
	C2	Vliv modulu pružnosti spongiózy pánve a femuru na velikost a rozložení stykového tlaku a na velikost výsledné stykové síly
	C3	Vliv modulu pružnosti kloubních chrupavek na velikost a rozložení stykového tlaku a na velikost výsledné stykové síly
	C4	Vliv Poissonova čísla kloubních chrupavek na velikost a rozložení stykového tlaku a na velikost výsledné stykové síly
	C5	Vliv modulu pružnosti (tuhosti) svalů na velikost a rozložení stykového tlaku a na velikost výsledné stykové síly
	C6	Vliv součinitele tření mezi kloubními chrupavkami na velikost a rozložení stykového tlaku a na velikost výsledné stykové síly
	C7	Vliv hmotnosti člověka na velikost a rozložení stykového tlaku a na velikost výsledné stykové síly

4.7 ANALÝZA VÝSLEDKŮ

Analýza výsledků byla zaměřena na tyto podstatné mechanické veličiny:

- kontaktní (stykový) tlak na stykových plochách kyčelního kloubu
- radiální napětí v acetabulu a v hlavici femuru
- výsledná styková síla v kyčelním kloubu F_R
- výsledná síla ve svalech F_S

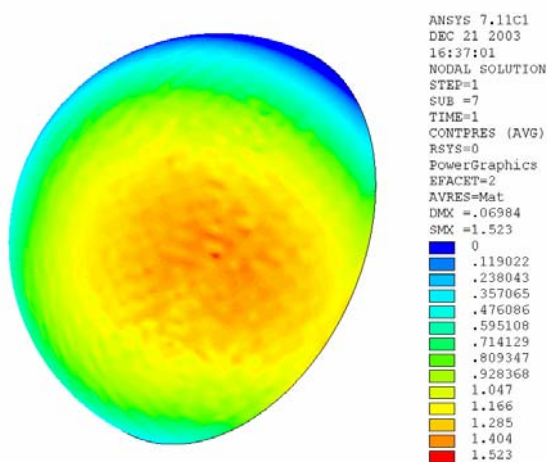
4.7.1 Výpočtový model fyziologického kyčelního kloubu (varianty F1-F5)

Výsledky ukazují, že u všech variant fyziologického kyčelního kloubu se oblasti s vysokými hodnotami kontaktního tlaku (radiálního napětí) rovnoměrně rozkládají v horní části acetabula (strop acetabula) viz. Obr. 9, Obr. 10 a v horní části hlavičky stehenní kosti. V těchto částech, při stožení člověka na jedné dolní končetině, dochází k intenzivnímu přenosu zatížení mezi hlavicí stehenní kosti a jamkou kyčelního kloubu. Maximální hodnoty kontaktního tlaku se u variant s modelem svalů skupiny m. gluteus pohybují v rozmezí 1,5-1,7 MPa. U variant s modelem 9 svalů jsou maximální hodnoty stykového tlaku podstatně vyšší a pohybují se v rozmezí 2-2,4 MPa. Velikost výsledné stykové síly se pohybuje u variant s modelem svalů m. gluteus v rozsahu 1975-1984 N, u variant s 9 svaly v rozsahu 2799-2974 N. Velikost výsledné síly ve svalech se pohybuje u variant s modelem svalů m. gluteus v rozsahu 1468-1479 N, u variant s 9 svaly v rozsahu 2372-2573 N. Z uvedených výsledků můžeme usoudit, že velice záleží na úrovni modelu kolemkloubních svalů. U výpočtových modelů s 9 svaly dosahuje deformace distální části femuru nereálně vysokých hodnot (až 20 mm). Proto byl v dalších výpočtech použit model svalů, který uvažuje skupinu m. gluteus a v distálním konci femuru je zamezeno pohybu v předozadním směru (směr Z). Tím se snížila deformace distálního konce femuru zhruba na 11 mm. Výsledná síla v uzlech, kde bylo zamezeno pohybu femuru ve směru Z dosahuje zanedbatelných hodnot. Aby nedocházelo k extrémním deformacím distální části femuru, bylo by do budoucna vhodné vytvořit takový model svalů, který by zahrnoval daleko více svalů, případně by jednotlivé svaly byly modelovány větším počtem prutových prvků. Srovnáme-li výsledky 2-D analytického výpočtu na úrovni silových výslednic s výsledky z numerického výpočtu pomocí MKP, zjistíme, že u varianty se dvěma kloubními chrupavkami a modelem svalů m. gluteus vykazují výsledky při odlišné úrovni modelů dobrou shodu ($F_R = 1925$ N u analytického řešení a $F_R = 1975,4$ N u numerického řešení, $F_S = 1349,3$ N u analytického řešení a $F_S = 1468,1$ N u numerického řešení). Z další analýzy vyplývá, že pokud v modelu zatížení kyčelního kloubu nerespektujeme tíhu dolní končetiny F_{Gdk} , dopouštíme se ve výsledcích kontaktního tlaku, radiálního napětí a výsledné stykové síly chyby 11 %, což není zanedbatelná hodnota.

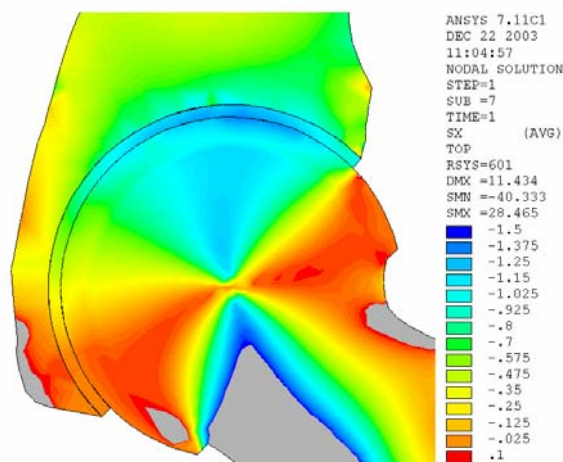
4.7.2 Výpočtový model patologického kyčelního kloubu, který vznikl úpravou geometrie acetabula fyziologického kyčelního kloubu (varianty FP1 a FP2)

U tohoto výpočtového modelu došlo oproti modelu fyziologického kyčelního kloubu k výrazným změnám v charakteru rozložení stykového tlaku a radiálního

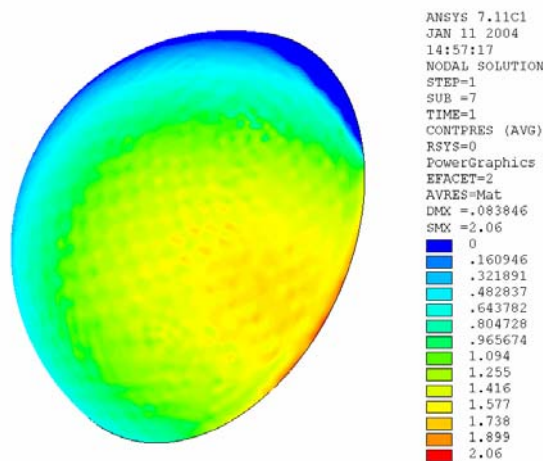
napětí v acetabulu viz. Obr. 11, Obr. 12 i na hlavici femuru. Oblasti s vysokými hodnotami stykových tlaků se přesunuly laterálním směrem na horní okraj chrupavky acetabula. Taktéž na hlavici femuru došlo k přesunu oblastí maximálních tlaků laterálním směrem. Se změnou charakteru rozložení došlo i ke změně velikosti maximálního stykového tlaku, který se v závislosti na variantě pohybuje v rozsahu 2-2,2 MPa (oproti zdravému kloubu se maximální stykový tlak zvýšil o 33 %). Velikosti výsledných stykových sil a velikosti výsledných sil ve svalech jsou u obou variant patologického kloubu stejné ($F_R = 1967$ N, $F_S = 1463$ N). Z uvedených výsledků vyplývá, že k přenosu zatížení mezi hlavicí stehenní kosti a jamkou kloubu dochází v laterální části acetabula a hlavice. V této oblasti je především zatěžován horní okraj acetabula. Tento lokální charakter namáhání může vést k postupné destrukci chrupavky a kostní tkáň, což potvrzují i výsledky z klinické praxe.



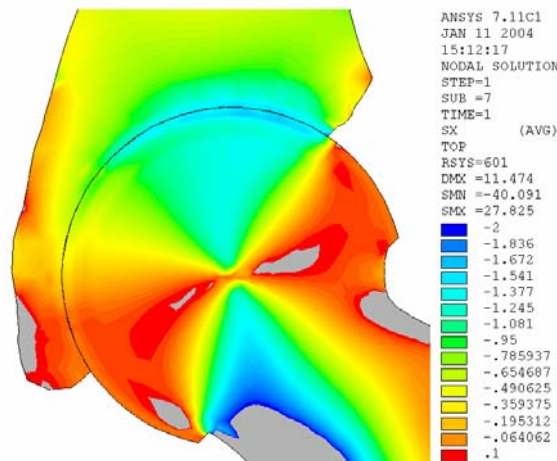
Obr. 9 Kontaktní tlak na chrupavce acetabula (pohled shora), varianta F1



Obr. 10 Radiální napětí v kyčelním kloubu (frontální řez kloubem), varianta F1



Obr. 11 Kontaktní tlak na chrupavce acetabula (pohled shora), varianta FP1

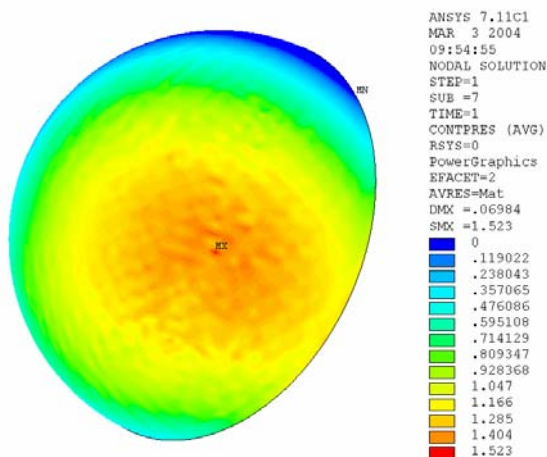


Obr. 12 Radiální napětí v kyčelním kloubu (frontální řez kloubem), varianta FP1

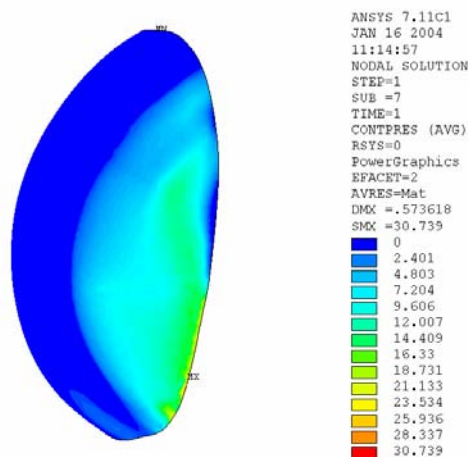
4.7.3 Výpočtový model patologického kyčelního kloubu vytvořený na základě dat z počítačové tomografie – CT (varianty P1-P3)

Tento výpočtový model vystihuje skutečný patologický kyčelní kloub dospělé pacientky. Z průběhu stykového tlaku na chrupavce acetabula (Obr. 14) a z průběhu

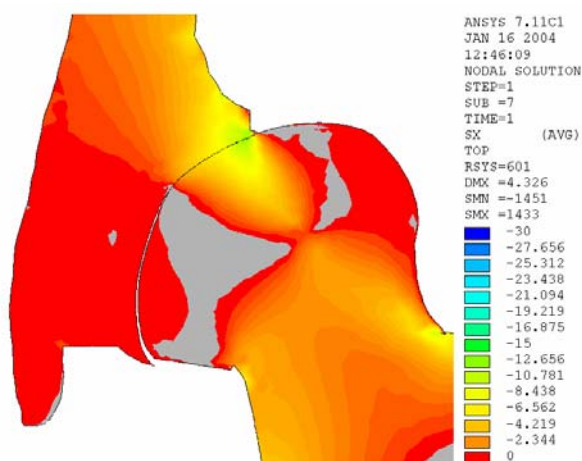
radiálního napětí v kloubu (Obr. 15), je patrné, jak dochází k přenosu zatížení mezi hlavicí a jamkou. Oblasti s vysokými hodnotami stykových tlaků se rozkládají v horní části chrupavky, přičemž maximální hodnoty (lokální maxima) tlaků leží na předo-horním okraji chrupavky viz. srovnání s fyziologickým kloubem na Obr. 13 a Obr. 14. Extrémní hodnota stykového tlaku (radiálního napětí) dosahuje velikosti 30,7-35,6 MPa v závislosti na konkrétní variantě. Oproti zdravému kloubu se tedy stykový tlak zvýšil zhruba 20-ti násobně, což je významný nárůst viz. Obr. 13 a Obr. 14. Velikost výsledné stykové síly se pohybuje v rozmezí 3283-3632 N a velikost výsledné síly ve svalech se pohybuje v rozmezí 2907-3159 N, taktéž v závislosti na použité variantě výpočtového modelu. Podobně jako u modelu fyziologického kyčelního kloubu byl proveden 2-D analytický výpočet na úrovni silových výslednic pro určení velikosti výsledné stykové síly v kloubu a výsledné síly ve svalech. Porovnáním výsledků z 2-D analytického výpočtu a z numerického výpočtu pomocí MKP bylo zjištěno, že se výsledky u varianty se dvěma kloubními chrupavkami i při různé úrovni modelů docela dobře shodují ($F_R = 3307$ N u analytického řešení a $F_R = 3282,5$ N u numerického řešení, $F_S = 2737,2$ N u analytického řešení a $F_S = 2907$ N u numerického řešení). Další analýza ukázala, že pokud v modelu zatížení patologického kyčelního kloubu nebudeme respektovat tíhu dolní končetiny F_{Gdk} , dopustíme se ve výsledcích kontaktního tlaku a radiálního napětí chyby 7,6 %. Provedená deformačně napěťová analýza prokázala, že díky velice špatné tvarové a geometrické konfiguraci kyčelního kloubu (ploché a strmé acetabulum, velký CCD úhel) dochází k přetěžování horního okraje acetabula a hlavice pod tímto okrajem. V těchto místech, kde kontaktní tlak a radiální napětí dosahují vysokých hodnot viz. Obr. 14 a Obr. 15, dochází k porušení chrupavky a kostní tkáně, což potvrzuje i rentgenový snímek zobrazený na Obr. 16. Pacientka zřejmě musela trpět vysokými bolestmi a omezenou pohyblivostí poškozeného kloubu.



Obr. 13 Kontaktní tlak na chrupavce acetabula (pohled shora), varianta F1



Obr. 14 Kontaktní tlak na chrupavce acetabula (pohled shora), varianta P1



Obr. 15 Radiální napětí v kyčelním kloubu (frontální řez kloubem), varianta P1



Obr. 16 Destrukce chrupavky a kostní tkáň patologického kyčelního kloubu

4.7.4 Citlivostní analýzy (varianty C1-C7)

Na výpočtových modelech fyziologického kyčelního kloubu (varianta F1) a patologického kyčelního kloubu (varianta P1) bylo provedeno celkem sedm citlivostních analýz viz. Tab. 1. Většina z těchto citlivostních analýz vyšetřovala vliv změn materiálových charakteristik některých tkání kloubu na deformačně napětové stavy v kyčelním kloubu. Dále byl vyšetřován vliv velikosti součinitele tření mezi kloubními chrupavkami a vliv velikosti hmotnosti člověka na rozložení a velikost stykového tlaku a také na velikost výsledné stykové síly. Kontaktní tlak byl u obou kloubů vyhodnocován na chrupavce acetabula. Z provedených citlivostních analýz vyplývají tyto nejdůležitější závěry:

U fyziologického kyčelního kloubu klesá velikost maximálního stykového tlaku a velikost výsledné stykové síly se zvyšujícím se modulem pružnosti kompaktní kosti pánve a femuru. Snížení tlaku je způsobeno „lepšími“ podmínkami pro kontakt, což potvrzuje i kruhovější rozložení stykového tlaku na chrupavce acetabula při vyšších modulech pružnosti. U patologického kloubu je vliv změny modulu pružnosti corticalis na velikost maximálního stykového tlaku a na velikost výsledné stykové síly velice malý. Při vyšších modulech pružnosti corticalis se stykový tlak rozkládá na větší ploše chrupavky acetabula.

Taktéž s rostoucím modulem pružnosti spongiózní kostní tkáň pánve a femuru dochází ke snížení maximálního stykového tlaku a výsledné stykové síly jak u kloubu fyziologického, tak i patologického, a to vlivem „příznivějších“ podmínek pro kontakt. K největšímu poklesu obou veličin dochází v intervalu hodnot modulu pružnosti spongiózy 100-1000 MPa. Se změnou velikosti modulu pružnosti spongiózy se výrazně mění i charakter rozložení stykového tlaku v acetabulu fyziologického a patologického kloubu. Při nižších hodnotách modulu pružnosti spongiózní kosti jsou u obou kloubů více namáhány horní okraje acetabulí.

Se změnou modulu pružnosti kloubních chrupavek nedochází u fyziologického kloubu v intervalu hodnot 10-60 MPa ke změnám ve velikosti maximálního kontaktního tlaku. V intervalu hodnot 60-100 MPa maximální kontaktní tlak lineárně vzrůstá. Podíváme-li se na charakter rozložení kontaktního tlaku na

chrupavce acetabula, můžeme vidět, že při nižších hodnotách modulu pružnosti je oblast vysokých hodnot tlaků kruhovější a leží v předo-horní části stykové plochy chrupavky. Se zvyšujícím se modulem pružnosti se tato oblast přesouvá směrem k hornímu okraji chrupavky a dozadu. Velikost výsledné stykové síly se se změnou modulu pružnosti téměř nemění (je konstantní). U patologického kloubu dochází k výraznému snížení maximálního kontaktního tlaku a výsledné stykové síly v intervalu hodnot modulů pružnosti 36-50 MPa. Po překročení hodnoty 50 MPa již nedochází k výrazným změnám ve velikostech maximálního stykového tlaku a stykové síly. Charakter rozložení stykového tlaku na chrupavce acetabula patologického kloubu se se změnou modulu pružnosti nemění.

U fyziologického kloubu dochází se zvyšováním velikosti Poissonova čísla kloubních chrupavek k růstu maximálního kontaktního tlaku, přičemž v intervalu Poissonových čísel 0,2-0,36 roste tlak nevýrazně a po překročení hodnoty 0,36 roste tlak výrazně. Změna Poissonova čísla nemá vliv na velikost výsledné stykové síly. U patologického kyčelního kloubu dochází se zvyšováním Poissonova čísla ke snižování velikosti maximálního kontaktního tlaku a mírnému snižování velikosti výsledné stykové síly. U obou kloubů se se změnou Poissonova čísla významně mění také charakter rozložení stykových tlaků na chrupavkách. U fyziologického kloubu se při nižších hodnotách Poissonových čísel objevují oblasti vyšších hodnot tlaků i na horním okraji chrupavky, které s růstem velikosti Poissonova čísla postupně mizí a tím vzniká jediná lokální oblast extrémních hodnot stykových tlaků. U patologického kyčelního kloubu jsou při vyšších hodnotách Poissonových čísel oblasti s vysokými hodnotami tlaků rozloženy nejen na horním okraji chrupavky, ale více zasahují i horní část stykové plochy chrupavky.

Cílem další citlivostní analýzy bylo zjistit, jak se mění velikost a rozložení stykového tlaku a velikost výsledné stykové síly v kyčelním kloubu při změně tuhosti (modulu pružnosti) prutových prvků, pomocí nichž jsou modelovány svaly. U fyziologického kloubu bylo zjištěno, že nad hodnotu modulu pružnosti $1,0E+05$ MPa nedochází ke změně velikosti a rozložení stykového tlaku a ke změně velikosti výsledné stykové síly. U patologického kyčelního kloubu je maximální stykový tlak do velikosti modulu pružnosti $1,0E+06$ MPa přibližně konstantní, ale po překročení této hodnoty dochází k jeho výraznému zvýšení. Charakter rozložení stykového tlaku na chrupavce acetabula se nemění. Podobný charakter jako u stykového tlaku vykazuje závislost výsledné stykové síly na velikosti tuhosti svalů.

S rostoucí hodnotou součinitele tření mezi kloubními chrupavkami, se podstatně snižuje velikost maximálního kontaktního tlaku a velikost výsledné stykové síly, a to jak u kloubu fyziologického, tak u kloubu patologického. Významný pokles maximálního kontaktního tlaku a stykové síly je zapříčiněn působením tečných sil ve stykových plochách chrupavek. Se změnou velikosti kontaktního tlaku dochází i k podstatné změně jeho charakteru rozložení, a to u obou kloubů.

Poslední provedená citlivostní analýza zjišťovala vliv hmotnosti člověka na velikost a rozložení stykového tlaku a na velikost stykové síly ve fyziologickém

a patologickém kyčelním kloubu. U fyziologického kloubu se vzrůstající hmotností člověka lineárně roste velikost maximálního stykového tlaku a velikost výsledné stykové síly. Např. pokud se zvýší hmotnost člověka z 80 kg na 100 kg, tak vzroste maximální stykový tlak a výsledná styková síla o 27 %. Charakter rozložení stykového tlaku se na chrupavce acetabula při změně hmotnosti nemění. U patologického kyčelního kloubu dochází v intervalu hmotností 60-100 kg k lineárnímu růstu maximálního stykového tlaku. Při hmotnostech 105 a 110 kg však došlo k prudkému nárůstu maximálního stykového tlaku a při dalším zvyšování hmotnosti (nad 110 kg) již docházelo ke konvergenčním problémům vlivem numerické nestability kontaktu a výpočty nebyly dokončeny. Charakter rozložení stykového tlaku na chrupavce acetabula se nemění, maximální hodnota stykového tlaku stále leží na předo-horním okraji chrupavky acetabula. Se změnou hmotnosti člověka lineárně roste velikost výsledné stykové síly v patologickém kyčelním kloubu.

Provedené citlivostní analýzy jasně ukázaly, že u fyziologického a dysplastického kyčelního kloubu dochází se změnou uvedených materiálových charakteristik kompaktní kosti, spongiózní kosti a kloubních chrupavek k podstatným změnám v přenosu zatížení mezi hlavici femuru a acetabulem. Také velikost součinitele tření mezi kloubními chrupavkami významně ovlivňuje rozložení a velikost stykového tlaku a velikost výsledné stykové síly ve fyziologickém a patologickém kloubu. Se vzrůstající hmotností člověka se u obou kloubů lineárně zvyšuje velikost stykového tlaku a velikost výsledné stykové síly.

5 ZÁVĚR

Předložená disertační práce se zabývá řešením biomechanické části klinických problémů fyziologicky a patologicky vyvinutého kyčelního spojení dospělého člověka. V práci jsou prezentovány výsledky výpočtového modelování deformace a napjatosti ve fyziologickém a patologickém kyčelním kloubu dospělého člověka v souladu s cíli formulovanými v kapitole 3. Z analýz výsledků výpočtového modelování vyplývá celá řada nových poznatků, které mají velký význam nejen pro klinickou praxi, ale také pro řešení dalších biomechanických problémů kyčelního spojení např. problémů kyčelních osteotomií, acetabuloplastiky a problémů totálních nebo povrchových náhrad kyčelního kloubu.

LITERATURA

- [1] Bartoníček J., Doskočil M., Heřt J., Sosna A.: **Chirurgická anatomie velkých končetinových kloubů.** *Avicenum, Praha, 1991.*
- [2] Bergmann G. et al.: **Hip contact forces and gait patterns from routine activities.** *Journal of Biomechanics, Vol. 34, 859-871, 2001.*
- [3] Beznoska S., Čech O., Löbl K.: **Umělé náhrady lidských kloubů.** *SNTL, Praha, 1987.*
- [4] Beznoska: **Informační zpravodaj, číslo 7, ročník 3.** *Beznoska s.r.o., Kladno, 2002.*
- [5] Black J., Hastings G.: **Handbook of Biomaterial Properties.** *Chapman & Hall, London, 1998.*
- [6] Boháček F. a kol.: **Části a mechanismy strojů I. Skripta.** *VUT, Brno, 1984.*
- [7] Brand R. A. et al.: **A Model of Lower Extremity Muscular Anatomy.** *Journal of Biomechanical Engineering, Vol. 104, 304-310, 1982.*
- [8] Brand R. A., Iglič A., Kralj-Iglič V.: **Contact stresses in the human hip: implications for disease and treatment.** *Hip International, Vol. 11, No. 3, 117-126, 2001.*
- [9] Brinckmann P. et al.: **Stress on the articular surface of the hip joint in healthy adults and persons with idiopathic osteoarthritis of the hip joint.** *Journal of Biomechanics, Vol. 14, 149-156, 1981.*
- [10] Brown T. D., DiGioia III A. M.: **A contact-coupled finite element analysis of the natural adult hip.** *Journal of Biomechanics, Vol. 17, 437-448, 1984.*
- [11] Carter D. R. et al.: **Relation of coxarthrosis to stresses and morphogenesis. A finite element analysis.** *Acta Orthop. Scand. 58, 611-619, 1987.*
- [12] Crenshaw A. H., Edmonson A. S.: **Campbell's Operative Orthopaedics.** *The C.V. Mosby Company, 1980.*
- [13] Čech O., Pavlanský R.: **Aloplastika kyčelního kloubu.** *Avicenum, Praha, 1979.*
- [14] Čihák R.: **Anatomie 1.** *Avicenum, Praha, 1987.*
- [15] Daniel M. et al.: **Determination of contact hip stress from nomograms based on mathematical model.** *Medical Engineering & Physics, 23, 347-357, 2001.*
- [16] Daniel M., Sochor M.: **Contact stress in the human hip – mathematical model compared to direct measurement.** *Mezinárodní konference EAN, Praha, 2002.*
- [17] Daniel M.: **Gradient of contact stress as a parameter determining biomechanical status of human hip. Diploma work.** *Faculty of mathematics, physics and informatics, Comenius University, Bratislava, 2001.*
- [18] Delp S. L. et al.: **Biomechanical Analysis of the Chiari Pelvic Osteotomy. Preserving Hip Abductor Strength.** *Clinical Orthopaedics, Vol. 254, 1990.*
- [19] Dostal W. F., Andrews J. G.: **A three-dimensional biomechanical model of the hip musculature.** *Journal of Biomechanics, Vol. 14, 803-812, 1981.*

- [20] 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.** *Časopis Inženýrská mechanika – číslo 0, ÚMT FSI VUT, Brno, 1996.*
- [21] Fuis V.: **Napjatostní a spolehlivostní analýza keramické hlavice kyčelní endoprotézy.** *Vědecké spisy VUT v Brně, edice PhD Thesis, sv. 34, Brno, 2000.*
- [22] Graichen F. et al.: **Hip endoprosthesis for in vivo measurement of joint force and temperature.** *Journal of Biomechanics, Vol. 32, 1113-1117, 1999.*
- [23] Guo X. D. E.: **Biomechanics and Remodeling of Trabecular Bone.** *Advances in Biomechanics 2001, 120-129, Beijing, China, 2001.*
- [24] Heller M. O. et al.: **Musculo-skeletal loading conditions at the hip during walking and stair climbing.** *Journal of Biomechanics, Vol. 34, 883-893, 2001.*
- [25] Herman S. et al.: **Decrease of hip stress after Chiari osteotomy.** *Med. Biol. Eng. Comp., in press.*
- [26] Hoek van Dijke G. A. et al.: **A biomechanical model on muscle forces in the transfer in spinal load to the pelvis and leg.** *Journal of Biomechanics, Vol. 32, 927-933, 1999.*
- [27] Hoy M. G. et al.: **A musculoskeletal model of the human lower extremity: the effect of muscle, tendon, and moment arm on moment-angle relationship of musculotendon actuators at the hip, knee, and ankle.** *Journal of Biomechanics, Vol. 22, 157-169, 1989.*
- [28] Hudec J., Kovanda M.: **Analysis of prostheses mechanical properties with respect to clinical experiences.** *Mechanics, Robotics and Biomechanics 2001, Třešť, 2001.*
- [29] Hudec J., Kovanda M.: **Endoprotéza CF-30 – Klinická praxe vs. Deformačně napěťová analýza.** *Inženýrská mechanika 2002, Svratka, 2002.*
- [30] Hudec J.: **Analysis of the mechanical interaction between total prosthesis and proximal part of the femur.** *Inženýrská mechanika 2000, Svratka, 2000.*
- [31] Hudec J.: **Analýza mechanické interakce mezi totální endoprotézou a femurem. Pojednání k SDZ.** *ÚMT FSI VUT, Brno, 2001.*
- [32] Chaloupka R. a kol.: **Vybrané kapitoly z LTV v ortopedii a traumatologii.** *Idvypz, Brno, 2001.*
- [33] Chiari K.: **Medial Displacement Osteotomy of the Pelvis.** *Clinical Orthopaedics and Related Research, Number 98, 1974.*
- [34] Iglíč A. et al.: **Mathematical analysis of Chiari osteotomy.** *Acta orthop. Jugosl., 20, 35-39, 1990.*
- [35] Iglíč A. et al.: **Peak hip-joint contact stress in male and female populations.** *Journal of Musculoskeletal Research, Vol. 5, No. 1, 17-21, 2001.*
- [36] Ipavec M. et al.: **Mathematical modeling of stress in the hip during gait.** *Journal of Biomechanics, Vol. 32, 1229-1235, 1999.*

- [37] Iván L., Janíček P., Čech O.: **Vliv velikosti kolodíafyzárního úhlu na napjatost v prvcích kyčelní endoprotézy.** *Skelet 2002, Praha, 2002.*
- [38] Iván L.: **Analýza vlivu různých materiálových charakteristik umělých jamek totálních endoprotéz na napjatost v pánevní kosti.** *Inženýrská mechanika 1998, Svratka, 1998.*
- [39] Iván L.: **Generování prostorového modelu pánevní a stehenní kosti s využitím počítačové tomografie.** *Inženýrská mechanika 1997, Svratka, 1997.*
- [40] Iván L.: **Vliv úhlu natočení acetabula na deformačně napěťové stavy kyčelní endoprotézy.** *Inženýrská mechanika 2002, Svratka, 2002.*
- [41] Iván L.: **Vytvoření a aplikace výpočtového modelu pro deformačně napěťové analýzy totálních endoprotéz kyčelního kloubu. Disertační práce.** *ÚMT FSI VUT, Brno, 2002.*
- [42] Janíček P. a kol.: **Ortopedie.** *Masarykova univerzita, Brno, 2002.*
- [43] Janíček P., Ondráček E.: **Řešení problémů modelováním. Téměř nic o téměř všem. Skripta.** *FS VUT, Brno, 1998.*
- [44] Kapubagli A. et al.: **Midterm Results of Chiari Osteotomies in Acetabular Displasia.** *Clinical Research, Vol. 12, No. 2, 131-138, 2001.*
- [45] Korhonen R. K.: **Comparison of the equilibrium response of articular cartilage in unconfined compression, confined compression and indentation.** *Journal of Biomechanics, Vol. 35, 903-909, 2002.*
- [46] Kršek P.: **Possibilities of creation of FEM models from CT/MR data.** *Inženýrská mechanika 2000, Svratka, 2000.*
- [47] Kršek P.: **Přímá tvorba FEM modelů na základě CT/MR dat pro aplikace v biomechanice. PhD Thesis.** *FSI VUT, Brno, 2000.*
- [48] Křen J., Rosenberg J., Janíček P.: **Biomechanika. Skripta.** *Vydavatelství Západočeské univerzity, Plzeň, 1997.*
- [49] Lekeš R.: **Deformačně napěťová analýza soustavy šroub – kostní tkáň. Pojednání k SDZ.** *ÚMT FSI VUT, Brno, 2000.*
- [50] Lužný A.: **Výpočtové modelování Harrisovy acetabuloplastiky využitím MKP. Pojednání k SDZ.** *ÚMT FSI VUT, Brno, 2000.*
- [51] Mavčič B. et al.: **Mathematical estimation of stress distribution in normal and dysplastic human hips.** *Journal of Orthopaedic Research, Vol. 20, 1025-1030, 2002.*
- [52] Morlock M. et al.: **Duration and frequency of every day activities in total hip patients.** *Journal of Biomechanics, Vol. 34, 873-881, 2001.*
- [53] Návrat T., Florian Z.: **Napěťově deformační analýza totální povrchové náhrady kyčelního kloubu.** *Výpočtová mechanika 2002, Nečtiny, 2002.*
- [54] Návrat T., Florian Z.: **Stress-Strain Analysis of Total Surface Replacement of Hip Joint for Variety of Interfaces Between Implant and Bone.** *Mechanics, Robotics and Biomechanics 2003, Hrotovice, 2003.*
- [55] Ohashi H., Hirohashi K., Yamano Y.: **Factors influencing the outcome of Chiari pelvic osteotomy: a long-term follow-up.** *The Journal of Bone and Joint Surgery, Vol. 82-B, No. 4, 2000.*

- [56] Pauwels F.: **Biomechanics of the Normal and Diseased Hip.** Springer-Verlag Berlin Heidelberg, Germany, 1976.
- [57] Pedersen D. R. et al.: **Direct Comparison of Muscle Force Predictions Using Linear and Nonlinear Programming.** *Journal of Biomechanical Engineering, Vol. 109, 192-199, 1987.*
- [58] Petra M., Benson M. K. D.: **Long-term outcomes in developmental dysplasia of the hip.** *Hip International, Vol. 11, No. 4, 175-185, 2001.*
- [59] Rozkydal Z., Chaloupka R.: **Vyšetřovací metody v ortopedii.** Masarykova univerzita, Brno, 2001.
- [60] Rozkydal Z., Kovanda M.: **Chiari pelvic osteotomy in the management of developmental hip dysplasia: a long term follow-up.** *Bratisl Lek Listy, 7-13, 104 (1), 2003.*
- [61] Rozkydal Z., Šmíd Z., Křístek J.: **Strukturální kostní štěp a CLS jamka u postdysplastické artrózy kyčle.** *Acta Chirurgiae Orthopaedicae Et Traumatologiae Čechosl., 67, 298-306, 2000.*
- [62] Sinělnikov R. D.: **Atlas anatomie člověka. Díl I. Státní zdravotnické nakladatelství, Praha, 1964.**
- [63] Sosna A., Pokorný D., Jahoda D.: **Endoprotéza kyčelního kloubu. Průvodce pacienta obdobím operace, rehabilitací a dalším životem.** Triton, Praha, 1999.
- [64] Sosna A., Vavřík P., Krbec M., Pokorný D. a kol.: **Základy ortopedie.** Triton, Praha, 2001.
- [65] Srakar F. et al.: **Biomechanical analysis of Chiari osteotomy – the hip joint reaction force dependence on the position of the femoral head center.** *Zdrav Vestn, 61, 59-62, 1992.*
- [66] Stankovski V., Smrke D.: **Computer systems for determination of pressure distribution in the hip joint articular surface: validation and results.** *Radiol Oncol, 35(1), 17-19, 2001.*
- [67] Šponer P., Urban K., Karpaš K.: **Trojité Steellova innominátní osteotomie při léčbě onemocnění dětského kyčelního kloubu.** *Lék. Zpr. LF UK, 47 (1-2): 1-9, Hradec Králové, 2002.*
- [68] Turner C. H. et al.: **The elastic properties of trabecular and cortical bone tissues are similar: results from two microscopic measurement techniques.** *Journal of Biomechanics, Vol. 32, 437-441, 1999.*
- [69] Valenta J. a kol.: **Biomechanika.** Academia, Praha, 1985.
- [70] Valenta J., Konvičková S., Valerián D.: **Biomechanika kloubů člověka.** ČVUT, Praha, 1999.
- [71] Valenta J., Konvičková S., Valerián D.: **Biomechanika kosterního a hladkého svalstva člověka.** ČVUT, Praha, 1998.
- [72] Valenta J., Konvičková S.: **Biomechanika člověka. Svalově kosterní systém – 2. díl.** ČVUT, Praha, 1997.
- [73] Valenta J., Konvičková S.: **Biomechanika člověka. Svalově kosterní systém – 1. díl.** ČVUT, Praha, 1997.

- [74] Vaverka M.: **Mechanická studie patologicky vyvinutého kyčelního spojení z hlediska následných chirurgických operací. Pojednání k SDZ. ÚMT FSI VUT, Brno, 2002.**
- [75] Vengust R. et al.: **Biomechanical evaluation of hip joint after Salter innominate osteotomy: a long-term follow-up study. Arch Orthop Trauma Surg, 511-516, Springer-Verlag, 2001.**
- [76] Vojtaššák J.: **Ortopédia – Bedrový kléb a stehno. Slovak Academic Press, Bratislava, 1998.**
- [77] Wirtz D. C. et al.: **Critical evaluation of known bone material properties to realize anisotropic FE-simulation of the proximal femur. Journal of Biomechanics, Vol. 33, 1325-1330, 2000.**
- [78] Wu J. Z., Herzog W.: **Mechanical anisotropy of articular cartilage is associated with variations in microstructures. American Society of Biomechanics, 2000.**
- [79] Zupanc O. et al.: **The assessment of contact stress in the hip joint after operative treatment for severe slipped capital femoral epiphysis. International Orthopaedics, 9-12, Springer-Verlag, 2001.**
- [80] Zysset P. H. et al.: **Elastic modulus and hardness of cortical and trabecular bone lamellae measured by nanoindentation in the human femur. Journal of Biomechanics, Vol. 32, 1005-1012, 1999.**
- [81] <http://depts.washington.edu/bonebio/ASBMRed/ASBMRed.html>
- [82] <http://news.bbc.co.uk/go/pr/fr/-/1/hi/health/3153262.stm>
- [83] <http://som.flinders.edu.au/FUSA/ORTHOWEB/notebook/general/osteotomy.html> *The Flinders Medical Centre And The Repatriation General Hospital, Department of Orthopaedic Surgery, Adelaide – South Australia.*
- [84] <http://www.beznoska.cz>
- [85] <http://www.centerpulseorthopedics.com>
- [86] http://www.hipandpelvis.com/patient_education/periace/page1.html
- [87] http://www.lib.umich.edu/libhome/Dentistry.lib/Dental_tables/Poisratio.html (Elasmod.html) *Biomaterials Properties Database, University of Michigan, 1996.*

AUTOROVY PUBLIKACE SOUVISEJÍCÍ S DISERTAČNÍ PRACÍ

- [88] Vrbka M.: **Deformačně napěťová analýza tumorové endoprotézy a totální endoprotézy. Diplomová práce. ÚMT FSI VUT, Brno, 2000.**
- [89] 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.**
- [90] Vrbka M., Vaverka M.: **Deformačně-napjatostní analýza kyčelního kloubu. FSI Junior konference 2001, Brno, 2001.**
- [91] Vrbka M., Vaverka M.: **Mechanická analýza fyziologicky a patologicky vyvinutého kyčelního kloubu metodou konečných prvků. Skelet 2002, Praha, 2002.**

- [92] Vaverka M., Vrbka M.: **Řešení kontaktních úloh pomocí MKP a jejich aplikace v biomechanice.** *Aplikovaná mechanika 2002, Ostrava, 2002.*
- [93] Iván L., Vrbka M., Vaverka M.: **Vytvoření prostorového modelu geometrie kyčelního spojení.** *Acta Mechanica Slovaca 1/2002, Košice, 2002.*
- [94] Vrbka M., Vaverka M.: **Počítačová podpora chirurgickým zákrokům na patologicky vyvinutých kyčelních kloubech.** *Acta Mechanica Slovaca 1/2002, Košice, 2002.*
- [95] Vrbka M.: **Deformačně napěťová analýza fyziologicky a patologicky vyvinutého kyčelního spojení. Pojednání k SDZ.** *UMT FSI VUT, Brno, 2002.*
- [96] Vrbka M., Vaverka M.: **Výpočtové modelování deformačně-napjatostních poměrů ve fyziologicky a patologicky vyvinutých kyčelních kloubech.** *Výpočtová mechanika 2002, Nečtiny, 2002.*
- [97] Vaverka M., Vrbka M.: **Vyšetřování deformace a napjatosti v dětském kyčelním spojení na konečnoprvkovém 3D modelu.** *Výpočtová mechanika 2002, Nečtiny, 2002.*
- [98] Vrbka M., Vaverka M.: **Computational Model of Hip Osteotomies.** *Biomechanics of Man 2002, Čejkovice, 2002.*
- [99] Vaverka M., Vrbka M.: **Strain and Stress Analysis of Children`s Hip by means of FEM.** *Biomechanics of Man 2002, Čejkovice, 2002.*
- [100] Vaverka M., Vrbka M.: **Deformačně napěťová analýza zdravého a dysplastického kyčelního kloubu.** *FSI Junior konference 2002, Brno, 2002.*
- [101] Vrbka M., Vaverka M., Florian Z.: **Sensitivity Analysis of Stress and Strain Fields in relation to Material Characteristic of Hip Joint.** *Mechatronics, Robotics and Biomechanics 2003, Hrotovice, 2003.*
- [102] Vaverka M., Vrbka M., Návrat T., Florian Z.: **Computational modelling of the hip joint in reference to clinical requirements.** *Applied Mechanics 2003, Jaworzynka, 2003.*
- [103] Vrbka M., Vaverka M., Florian Z., Rozkydal Z.: **Napěťově-deformační analýza fyziologického a patologického kyčelního kloubu.** *Výpočtová mechanika 2003, Nečtiny, 2003.*
- [104] Vaverka M., Vrbka M., Florian Z., Ondruš Š.: **Analýza deformačně-napěťových poměrů v kyčelním kloubu pomocí MKP.** *Výpočtová mechanika 2003, Nečtiny, 2003.*
- [105] Vrbka M., Vaverka M., Florian Z.: **Napěťově-deformační analýza fyziologického a patologického kyčelního kloubu.** *FSI Junior konference 2003, Brno, 2003.*

SUMMARY

At present the hip joints belong to the most frequently solved segments of the human body. This PhD thesis deals with biomechanical problems of physiologically and pathologically developed hip joints of adult human. Numerous disorders of the hip joint are characterized by various deformities of the femoral head and acetabulum (dysplastic hip joint), which are a frequent cause of unfavourable mechanical conditions and decrease of moveability in the joint accompanied by pain. A lot of deformities of the hip joint can be treated with a suitable surgical interventions based on the improvement of improper mechanical conditions in the hip joint that result from modification and reconstruction of its geometry. For modelling of particular types of the surgical interventions on pathological hip joints (e.g. hip osteotomies, plastic surgeries of the roof of the acetabulum – acetabuloplasty), it is necessary to analyse the behaviour of physiological and pathological (dysplastic) hip joint. These problems have currently been a common subject of investigations carried out by the Institute of Mechanics of Solids, FME BUT and First Orthopaedic Department, St. Anne's University Hospital in Brno.

The aim of the PhD thesis was to create and to analyse the computational models of the physiological and pathological hip joint using computational modelling based on the finite element method (FEM) and ANSYS software system, and finally to compare the results from computational modelling with the results obtained from clinical practice.

In this PhD thesis, the following partial problems were solved:

- The present state of the problems of the physiological and pathological hip joint was described in terms of medicine and mechanics.
- The 3-D computational model of the physiological hip joint of adult human was designed in ANSYS software system. The geometry of the physiological hip joint of adult human was obtained from computed tomography (CT) in IGES vector format.
- The 3-D simple (lower-level) computational model of the pathological hip joint of adult human was designed in ANSYS software system. This model was created by modifying the acetabulum geometry of the formerly designed physiological model of the hip joint.
- Geometric data of the pathological hip joint of adult patient were obtained from CT in DICOM and JPG format. The data defined in this way are discrete, and individual tissues are not separated (segmented). In order to read these data in ANSYS software system, it is necessary to convert the data from raster to vector. We also need to know the boundaries of individual tissues. Segmentation of tissues and data conversion was performed in RHINOCEROS software system.
- Based on modified geometric data, the 3-D computational model of the pathological hip joint of adult patient was designed in ANSYS software system.

- Designed computational models of the physiological and pathological hip joint were tuned and verified in terms of fast convergence of computation, acceptable penetration on contact surfaces and acceptable accuracy of results.
- Strain-stress analyses were performed on these tuned and verified computational models of the physiological and pathological hip joint.
- Sensitivity analyses were also performed on these tuned and verified computational models of the physiological and pathological hip joint. Through sensitivity analyses, we explored the influence of material characteristics of particular components of the hip joint, friction coefficient between articular cartilages, and human weight on the distribution of the contact pressure and on the magnitude of resultant contact force in the hip joint.

The results from computational modelling were compared with the results and findings from clinical practice. This will serve as a basis for further research in this particular area and specifically for clinical practice.

ŽIVOTOPIS

Osobní údaje:

Jméno: Martin Vrbka
Datum narození: 15. 1. 1977
Místo narození: Boskovice
Stav: ženatý
Adresa trvalého bydliště: Zámecká 11, Kunštát, 679 72
Mobil: +420 603 534 328
E-mail: vrbkam@umtn.fme.vutbr.cz

Vzdělání:

09/2000-dosud VUT v Brně, FSI, Ústav mechaniky těles, obor: Aplikované vědy v inženýrství – Inženýrská mechanika, zaměření: biomechanika, 1. 10. 2002 byla složena státní doktorská zkouška, název disertační práce: Deformačně napěťová analýza fyziologicky a patologicky vyvinutého kyčelního spojení
09/1995-06/2000 VUT v Brně, FSI, Ústav mechaniky těles, obor: Aplikovaná mechanika, zaměření: biomechanika, název diplomové práce: Deformačně napěťová analýza tumorové endoprotézy a totální endoprotézy
09/1991-06/1995 Střední průmyslová škola na Kotlářské, Brno

Pracovní zkušenosti:

01/2004-dosud Strojírenský technik, Ústav mechaniky těles, FSI, VUT v Brně
09/2001-11/2001 Strojírenský technik, Ústav mechaniky těles, FSI, VUT v Brně

Vědecká práce:

výzkum v oblasti biomechaniky fyziologického a patologického kyčelního spojení

Výuka:

vedení cvičení z předmětu Pružnost a pevnost II

Účast na řešení grantových projektů:

GAČR 101/01/0974 – Specifické biomechanické problémy kyčelních endoprotéz a jejich řešení modelováním, MSM262100024 – Výzkum a vývoj mechatronických soustav, FSI 2003 – FP 330019 – Napěťově deformační analýza fyziologického a patologického kyčelního kloubu

Ocenění:

vynikající umístění v doktorandské soutěži (FSI Junior konference) v letech 2001, 2002 a 2003

Jazykové znalosti:

anglický jazyk

Jiné schopnosti:

software: operační systémy: DOS, Windows 95, 98, 2000, XP
aplikace: ANSYS, RHINOCEROS, AutoCAD, CorelDRAW, MS Office, IE