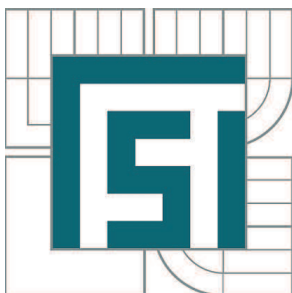


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ
ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A
BIOMECHANIKY

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING
INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND
BIOMECHANICS

DEFORMAČNĚ NAPĚŤOVÁ ANALÝZA PROXIMÁLNÍHO FEMURU S DŘÍKEM ENDOPROTÉZY A ZLOMENINOU

STRESS ANALYSIS OF PROXIMAL FEMUR WITH THE STEM OF THE PROSTHESIS AND THE
FRACTURE

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. MIROSLAVA KALOVÁ

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. ZDENĚK FLORIAN, CSc.

BRNO 2012

Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství

Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky

Akademický rok: 2011/2012

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

student(ka): Bc. Miroslava Kalová

který/která studuje v **magisterském navazujícím studijním programu**

obor: **Inženýrská mechanika a biomechanika (3901T041)**

Ředitel ústavu Vám v souladu se zákonem č.111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním řádem VUT v Brně určuje následující téma diplomové práce:

Deformačně napět'ová analýza proximálního femuru s dřikem endoprotézy a zlomeninou

v anglickém jazyce:

Stress analysis of proximal femur with the stem of the prosthesis and the fracture

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Řešený problém je součástí klinického problému. Po aplikaci totální endoprotézy kyčelního kloubu dochází ke klinickým problémům v oblasti proximální části femuru a dna acetábula. Diplomová práce bude zaměřena na biomechanickou analýzu proximálního konce femuru se zlomeninou.

Cíle diplomové práce:

- 1.Provedení rešeršní studie dostupné literatury v oblasti řešeného problému.
- 2.Vytvoření modelu geometrie kyčelního kloubu s totální endoprotézou.
- 3.Provedení rozboru zatěžovacích stavů kyčelního kloubu.
- 4.Vytvoření výpočtového modelu kyčelního kloubu s totální endoprotézou, se zaměřením na proximální konec femuru.
- 5.Provedení výpočtového řešení kyčelního kloubu s totální endoprotézou.
- 6.Deformačně napět'ová analýza řešení se zaměřením na proximální konec femuru.

Seznam odborné literatury:

- [1] Čihák, R.: Anatomie 1. Praha, Avicenum, 1987
- [2] Sosna, A., Vavřík, P., Krbec, M., Pokorný, D.: Základy ortopedie, Triton 2001
- [3] Valenta, J.: Biomechanika člověka, svalově kosterní systém, Díl 2, Praha, Vydavatelství ČVUT, 1997
- [4] Pauwels, F.: Biomechanics of the normal and diseased hip; Springer - Verlag Berlin Heidelberg New York 1976

Vedoucí diplomové práce: Ing. Zdeněk Florian, CSc.

Termín odevzdání diplomové práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2011/2012.

V Brně, dne 11.11.2011

L.S.

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.
Ředitel ústavu

prof. RNDr. Miroslav Doupovec, CSc.
Děkan fakulty

ABSTRAKT

V této diplomové práci je řešena problematika úplné náhrady kyčelního kloubu se zlomeninou stehenní kosti. Fraktura se nachází v oblasti distálního konce dříku totální endoprotézy a dále se šíří v proximálním směru na pomezí kosti a cementu. Proximální část stehenní kosti je zpevněna fixačními pásky. Také je zde stručně popsáno, jakým způsobem probíhalo vytváření výpočtových modelů. Dále byla v této práci provedena deformačně – napěťová analýza řešeného problému. Řešení bylo realizováno pomocí metody konečných prvků ve výpočtovém programu Ansys Workbench. Byly uvažovány různé varianty, kdy se měnil rozsah fraktury i počet fixačních pásků.

Z deformačně napěťových řešení vyplynulo, že aplikací čtvrtého fixačního pásku dochází k snížení hodnot hlavních napětí na femuru v okolí fraktury. Zároveň dochází i ke snížení hodnot ekvivalentních napětí na distální části dříku endoprotézy.

KLÍČOVÁ SLOVA

Náhrada kyčelního kloubu

Stehenní kost

Kostní cement

MKP

Výpočtový model

ABSTRAKT

This work is focused on a solving of problems regarding a total hip replacement with a fractured femur. The fracture is located in the distal end of the total joint replacement stem and the fracture is spreading in the proximal direction on the boundary of the bone and cement. A proximal part of femur is reinforced by fixing tape. There is also briefly described how computer models were carried out. Furthermore a stress - strain analysis of solved system has been performed in this work. The solution was realized using the finite element method in computational program ANSYS Workbench. Different variants with change of a fracture range and number of fixing tapes were considered during the solving.

Stress - strain analysis shows that due a application of fourth fixing tape occurs lowering of main stresses values in the femur in fracture region. Simultaneously occurs a reduction of Equivalent stress values on a distal part of stem.

KEY WORDS

Hip replacement

Femur

Bone cement

FEM

Computational Model

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

KALOVÁ, M. *Deformačně napěťová analýza proximálního femuru s dřikem endoprotézy a zlomeninou*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2012. 56 s.

Vedoucí diplomové práce Ing. Zdeněk Florian, CSc.

ČESTNÉ PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracovala samostatně s využitím odborné literatury a dalších zdrojů, které jsou v této práci uvedeny.

V Brně, dne 22.5.2012

Bc. Miroslava Kalová

PODĚKOVÁNÍ

Tímto bych chtěla poděkovat vedoucímu diplomové práce Ing. Zdeňku Florianovi, CSc. za velmi cenné rady, poskytnuté podklady a za veškerou ochotu, trpělivost a čas, který mi věnoval při konzultacích.

Dále chci poděkovat Ing. Jiřímu Valáškovvi za ochotu a podporu.

Také děkuji Ing. Davidu Palouškovi, Ph.D. za ochotu a čas, který mi věnoval při využití 3D skeneru.

V neposlední řadě děkuji své rodině, zejména rodičům, kteří jsou mi vždy velkou oporou.

Obsah

1	ÚVOD	- 10 -
2	PROBLÉMOVÁ SITUACE	- 11 -
3	FORMULACE PROBLÉMU	- 12 -
4	CÍLE PRÁCE.....	- 12 -
5	REŠERŠNÍ STUDIE.....	- 12 -
5.1	REŠERŠNÍ STUDIE ZAMĚŘENÁ NA DEFORMAČNĚ – NAPĚŤOVOU ANALÝZU STEHENNÍ KOSTI S NÁHRADOU KYČELNÍHO KLOUBU	- 12 -
5.2	REŠERŠNÍ STUDIE ZAMĚŘENÁ NA KOSTNÍ CEMENTY	- 14 -
6	ANATOMIE.....	- 15 -
6.1	ZAKLÁDNÍ ANATOMICKÉ POJMY	- 15 -
6.2	ANATOMIE KYČELNÍHO KLOUBU	- 16 -
7	ROZBOR DÍLČÍCH KOMPONENT SOUSTAVY.....	- 17 -
7.1	KOST STEHENNÍ (FEMUR)	- 17 -
7.1.1	ANATOMIE STEHENNÍ KOSTI	- 17 -
7.1.2	KOSTNÍ TKÁŇ	- 18 -
7.1.3	MECHANICKÉ VLASTNOSTI	- 19 -
7.1.4	UVOLNĚNÍ DOLNÍ KONČETINY	- 20 -
7.2	TOTÁLNÍ ENDOPROTÉZA CF 30.....	- 22 -
7.3	FIXAČNÍ PÁSKY	- 23 -
7.4	KOSTNÍ CEMENT	- 24 -
7.5	SVALY	- 25 -
7.5.1	SKLADBA A FUNKCE SVALU	- 25 -
8	VÝBĚR METODY ŘEŠENÍ.....	- 26 -
9	VYTVOŘENÍ JEDNOTLIVÝCH MODELŮ	- 27 -
9.1	MODEL GEOMETRIE	- 27 -
9.1.1	STEHENNÍ KOST	- 27 -
9.1.2	TOTALNÍ ENDOPROTÉZA CF 30.....	- 28 -
9.1.3	FIXAČNÍ PÁSKY	- 29 -
9.1.4	KOSTNÍ CEMENT	- 29 -
9.1.5	SVAL	- 30 -
9.1.6	FRAKTURA.....	- 30 -
9.2	MODEL MATERIÁLU.....	- 32 -

9.2.1	MODEL MATERIÁLU KOSTI	- 32 -
9.2.2	MODEL MATERIÁLU TOTÁLNÍ ENDOPROTÉZY CF 30.....	- 32 -
9.2.3	MODEL MATERIÁLU FIXAČNÍ PÁSKY.....	- 33 -
9.2.4	MODEL MATERIÁLU KOSTNÍHO CEMENTU	- 33 -
9.2.5	MODEL MATERIÁLU SVALU	- 33 -
9.2.6	MODEL MATERIÁLU - SHRNUÍ	- 33 -
9.3	MODEL VAZEB	- 34 -
9.4	MODEL ZATÍŽENÍ	- 35 -
9.5	KONEČNOPRVKOVÝ MODEL.....	- 36 -
10	ŘEŠENÍ	- 36 -
11	ANALÝZY A PREZENTACE VÝSLEDKŮ.....	- 38 -
11.1	ANALÝZA FEMUR	- 38 -
11.1.1	ANALÝZA POSUVŮ	- 38 -
11.1.2	ANALÝZA HLAVNÍCH NAPĚTÍ	- 43 -
11.2	ANALÝZA DŘÍKU ENDOPROTÉZY.....	- 47 -
12	POUŽITÉ ZDROJE.....	- 56 -

1 ÚVOD

Stejně jako technické díla i lidské tělo se časem opotřebovává. Nejen opotřebení, způsobená procesem stárnutí, ale i různá onemocnění či úrazy pak mohou způsobit opotřebení vyžadující výměnu „dílů“ za náhradní. Vědní disciplína, která se mimo jiné zabývá aplikací technických objektů do živých se nazývá biomechanika. Pokud se zaměříme na kloubní náhrady, zjistíme, že člověk, jehož kloub už dále není schopen plnit svoji funkci, zřejmě trpí velkými bolestmi a pravděpodobně má i omezenou pohyblivost. Všechny tyto zdravotní fyzické i psychické potíže se pak výrazně odráží na kvalitě jeho života. V současnosti se náhrady kloubů provádí v hojné míře. To vyžaduje správné a spolehlivé řešení této problematiky, jelikož jedinec, kterému byl kloub úspěšně nahrazen, se ve většině případů může vrátit k dřívějšímu povolání a dokonce provozovat některé druhy sportů.



obr. 1 [1], [12]

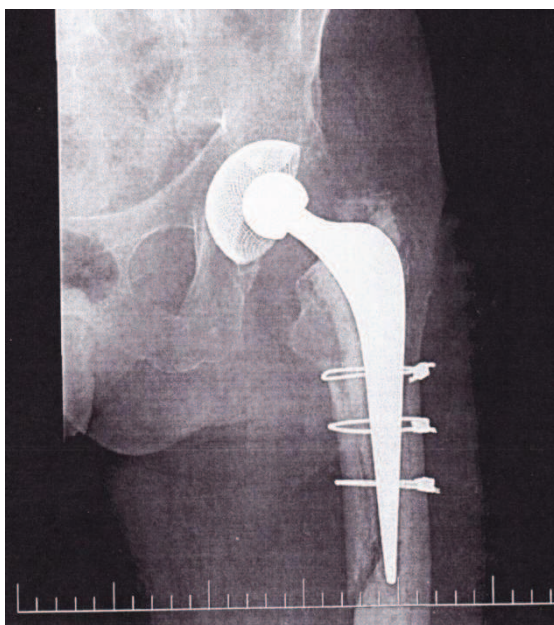
2 PROBLÉMOVÁ SITUACE

V současné době stále častěji dochází ke kloubním onemocněním. Dříve se tato onemocnění vyskytovala zejména jako projev stárnutí, v dnešní době se vlna více připisuje např. nezdravému stravování, nadváze, nedostatku pohybu či nadměrnému zatěžování. V okamžiku, kdy už kloub není schopen plnit svoji funkci, pak může být jediným řešením kloubní náhrada.

Tento okamžik zpravidla nastává v pozdním věku, kdy kvalita kostní tkáně je zhoršená. V důsledku zhoršené kvality kostní tkáně dochází k významným problémům mezi které patří i zlomenina proximální části femuru s aplikovanou totální endoprotézou, viz obr. 2.

Fixace v tomto případě, v důsledku aplikované totální endoprotézy, není vůbec jednoduchá. Mezi klinicky úspěšná řešení patří použití fixačních pásků.

Z biomechanického hlediska toto řešení představuje zajímavý problém. Posouzení vlivu fixačních pásků vyžaduje napěťově deformační analýzu soustavy prasklého proximálního femuru s aplikovanou totální endoprotézou a fixačními pásky. Řešení této soustavy v důsledku složité geometrie, materiálu a zatížení, vyžaduje řešení řady dílčích problémů.



obr. 2 [18] RTG snímek náhrady kyčelního kloubu

3 FORMULACE PROBLÉMU

Provedení deformačně napěťové analýzy proximálního femuru s aplikovanou totální endoprotézou a zlomeninou stabilizovanou fixačními pásky.

4 CÍLE PRÁCE

Provedení rešeršní studie dostupné literatury v oblasti řešeného problému. Vytvoření modelu geometrie kyčelního kloubu s totální endoprotézou. Provedení rozboru zatěžovacích stavů kyčelního kloubu. Vytvoření výpočtového modelu kyčelního kloubu s totální endoprotézou, se zaměřením na proximální konec femuru.

Provedení výpočtového řešení kyčelního kloubu s totální endoprotézou. Deformačně napěťová analýza řešení se zaměřením na proximální konec femuru.

5 REŠERŠNÍ STUDIE

5.1 REŠERŠNÍ STUDIE ZAMĚŘENÁ NA DEFORMAČNĚ – NAPĚŤOVOU ANALÝZU STEHENNÍ KOSTI S NÁHRADOU KYČELNÍHO KLOUBU

Článek [22] se zabývá popisem a výsledky 3D konečnoprvkové analýzy napětí na proximálním konci lidské stehenní kosti. Model materiálu spongiózní a kortikální tkáně byl považován za izotropní mající příslušné elastické vlastnosti. Výsledky byly srovnány s předchozími teoretickými analýzami napětí a s analýzami napětí určenými experimentálně.

V studii [23] autoři chtěli poukázat na fakt, že zahrnutí kontaktních sil v kyčelním kloubu a svalové síly výrazným způsobem ovlivní rozložení napětí, tudíž i vztah mezi rozložením napětí a změnou hustoty kosti po totální náhradě kyčelního kloubu.

Autoři příspěvku [24] zde zkoumají, jak zahrnutí svalových sil ovlivňuje pohyb cementovaných protéz kyčelního kloubu, přičemž v závěru uvádí, že by svalové síly měli být zahrnuty do řešení.

Článek [25] pojednává o analytickém řešení normálového, smykového a hlavního napětí přenášeného na stehenní kost člověka. Jsou zde uvažovány následující případy. V prvním je femur považován za 3D izotropní nosník a v druhém za 3D anizotropní kompozitní nosník, který se skládá z materiálů spongiózní a kortikální kosti. Z druhého uvažovaného případu lze určit napětí ve stehenní kosti, kde je spongiózní kost obklopena vrstvou kortikální kosti. Sloučení napjatosti a přetvoření jsou realizována na rozhraní obou typů kosti. Pak lze odvodit rovnici pro napětí v libovolném bodě průřezu.

V studii [26] byla počítačová metoda použita k 41 měřením na geometriích femorálních komponent dvouset Charnleyových totálních náhrad kyčelního kloubu. Operace byly prováděny nejméně 12 let před vyhodnocováním výsledků, které jsou shrnuty v tabulce.

tab. 1 [26]

klasifikace	úspěšné	se zlomeninou	uvolněné
počet	90	56	54

Zlomeniny se vyskytly především u těžších pacientů s neadekvátní proximální fixací femorální komponenty, ale dostatečnou distální fixací.

Cílem práce [27] bylo určení faktorů, které mohou vést k aseptickému uvolnění femorální komponenty cementované náhrady kyčelního kloubu. Přičemž nalezení těchto faktorů je založeno na přísných kritériích úspěšnost a neúspěšnost náhrady. Anatomie pacienta i vložených femorálních komponent byly stanoveny s využitím přesné počítačové technologie. V práci se bralo v potaz i rozdílné rozložení cementu, zejména u těžších pacientů s širším dřevňovým kanálkem. Velikost protézy by tedy měla být odpovídající morfologii stehenní kosti.

5.2 REŠERŠNÍ STUDIE ZAMĚŘENÁ NA KOSTNÍ CEMENTY

Poměrně velké množství nalezených článků týkajících se kostního cementu je zaměřeno na problematiku kontrastních látek (materiál či velikost) a také na problematiku přísad snižujících riziko infekce. Už méně článků se zabývalo věcmi více souvisejícími s problematikou této diplomové práce.

Jedním takovým je článek [19] od autorů: Jian-Sheng Wanga , Marka Taylora, Gunnara Flivika , Larse Lidgrena. Článek se zabývá faktory, které ovlivňují pevnost ve smyku na rozhraní dřívku endoprotézy a kostního cementu.

V dalším z nalezených článků [20] se autoři: John Algers, Frans Maurer, Morten Eldrup a Jian-Sheng Wang zabývají mechanickými vlastnostmi kostního cementu Palacos R.

Poslední článek [21], který je zde v souvislosti s problematikou kostních cementů uveden publikovali autoři: R. Howald, Uldis Kesteris , R. Klabunde, J. Krevolin. Jejich článek se zabývá faktory, jenž ovlivňují pronikání kostního cementu do kostní tkáně. Je kladen důraz na pochopení, jak různé metody cementace ovlivňují samotné pronikání.



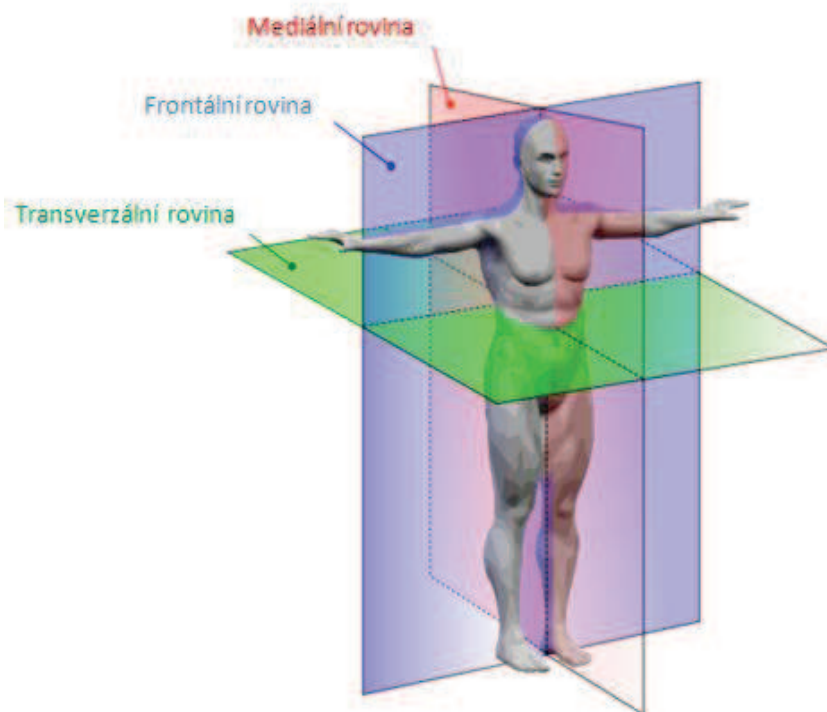
obr. 3 [1] kostní cement Palacos R

6 ANATOMIE

6.1 ZAKLÁDNÍ ANATOMICKÉ POJMY

V této kapitole je uveden stručný přehled základních anatomických pojmů, zejména hlavní směry a roviny lidského těla. Kapitola obsahuje důležité informace nezbytné k celkovému porozumění této práce.

Základní orientace na lidském těle:

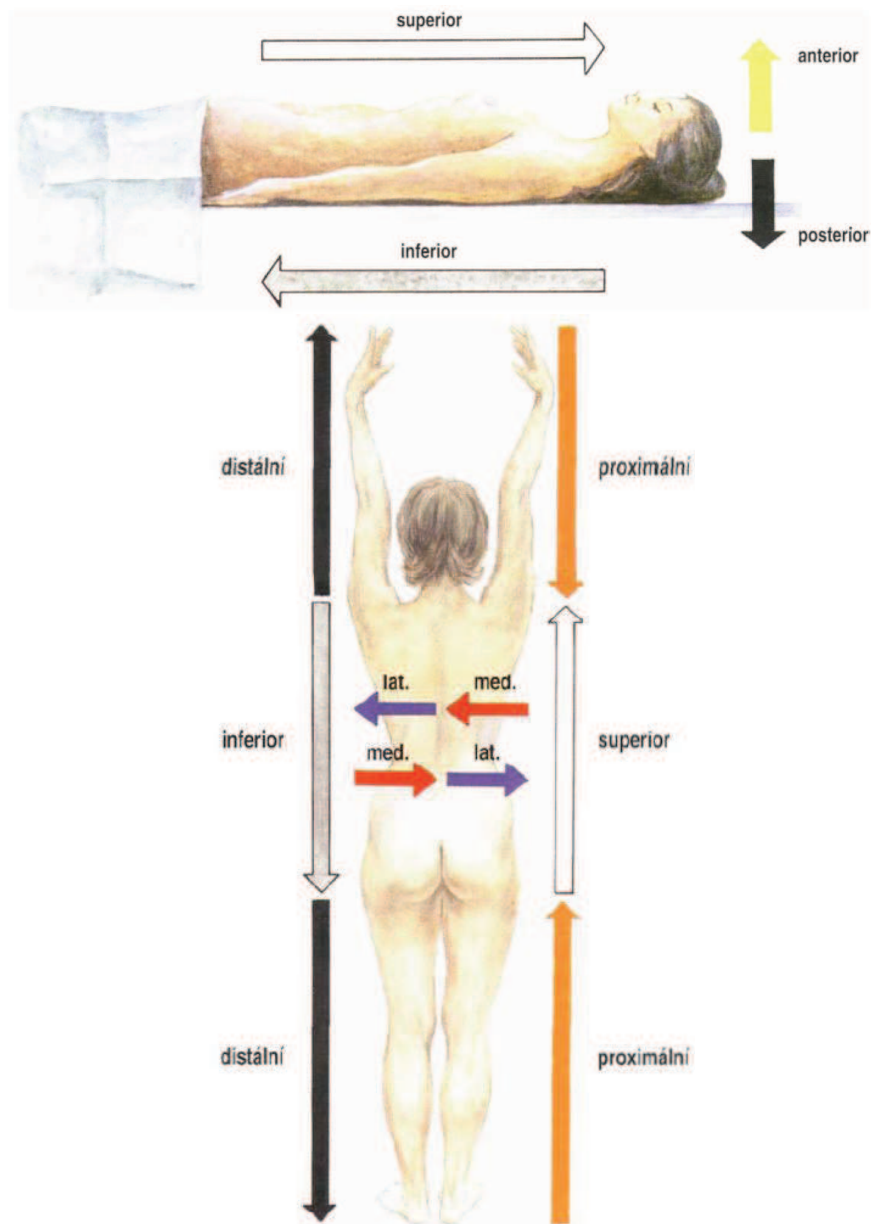


obr. 4 [14] základní roviny

Základní roviny těla: [28]

- rovina mediální - střední; svislá rovina procházející středem těla a dělící ho na dvě symetrické poloviny
- roviny sagitální; všechny roviny rovnoběžné s rovinou mediální
- roviny frontální; roviny svislé, rovnoběžné s čelní kostí, kolmé na rovinu mediální, dělí tělo na část přední a zadní
- roviny transverzální; horizontální roviny, kolmé na všechny předešlé roviny

Základní směry:



obr. 5 [2] základní směry

6.2 ANATOMIE KYČELNÍHO KLOUBU

Kyčelní kloub je kloub kulový s omezeným pohybem, který spojuje pánevní kost s kostí stehenní. Je složen ze dvou částí, z kloubní jamky pánevní kosti (acetabulum) a z hlavice stehenní kosti, která tvoří kloubní hlavici. [3]



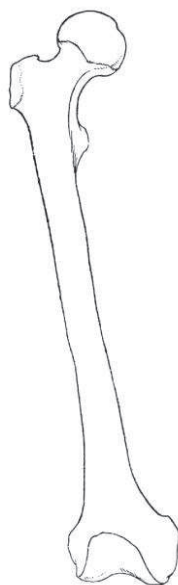
obr. 6 [4] kyčelní kloub

7 ROZBOR DÍLČÍCH KOMPONENT SOUSTAVY

7.1 KOST STEHENNÍ (FEMUR)

7.1.1 ANATOMIE STEHENNÍ KOSTI

Stehenní kost je nejmohutnější kost v lidském těle. Na proximálním konci je kulovitá hlavice kosti stehenní (caput femoris), která má velikost dvou třetin kulové plochy, nachází se na ní jamka (fovea capitis femoris). Tělo stehenní kosti je s hlavicí spojeno krčkem stehenní kosti (collum femoris). Hlavice s tělem kosti svírá inklinací úhel 125° , krček s hlavicí je oproti příčné ose kosti pootočen dopředu o deklinací úhel asi $10\text{--}15^\circ$. Nad krčkem vybíhá stehenní kost ve velký chocholík (trochanter major). Mezi velkým chocholíkem a zadním obvodem krčku vzniká hlubší jáma chocholíková (fossa trochanterica), pod krčkem je malý chocholík (trochanter minor). Tělo femuru je prohnuté dopředu, po jeho zadním obvodu sestupuje hrana (linea aspera), na niž se upínají četné svaly. Dolní konec stehenní kosti se rozšiřuje ve dva kloubní hrboly (condylus lateralis condylus medialis). Nad oběma kloubními hrboly se nacházejí hrboly nekloubní (epycondylus lateralis a medialis). V přední části jsou oba kloubní hrboly spojeny prohíbím (facies patellaris), v němž klouže česka (patella). [28]

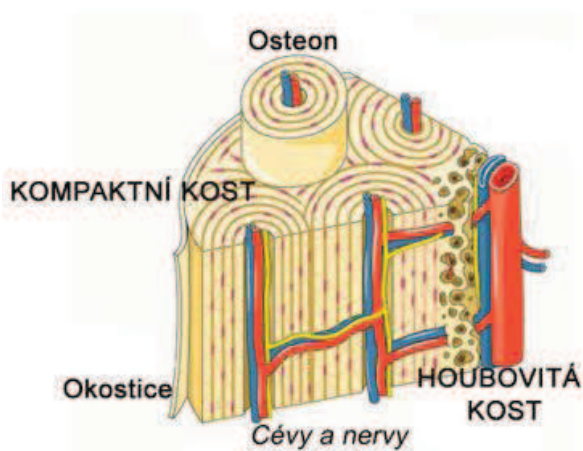


obr. 7 [8] stehenní kost

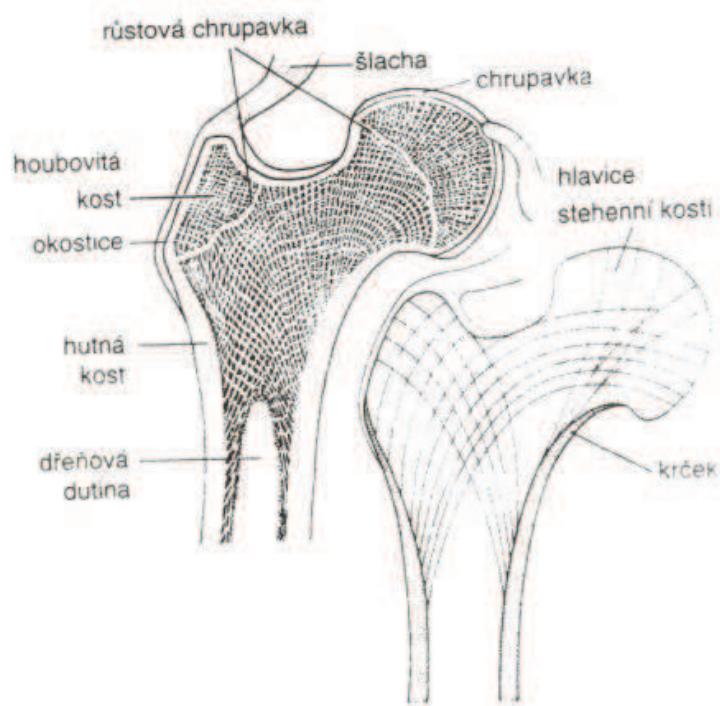
7.1.2 KOSTNÍ TKÁŇ

Kost je bílá, tvrdá pojivová tkáň. Její hlavní funkce je ochranná a podpůrná. Kost je složena ze dvou druhů kostní tkáně. Je to kostní tkáň hutná (substantia compacta), která je zejména na povrchu kosti, a kostní trámčina (substantia spongiosa), která tvoří vnitřek kosti.

Dlouhé kosti mají duté tělo, které je tvořeno silnou vrstvou kompaktní kosti. Na kloubních koncích je tato vrstva tenčí a uvnitř je spongiózní kost. [28]



obr. 8 [6]



obr. 9 [5]

7.1.3 MECHANICKÉ VLASTNOSTI

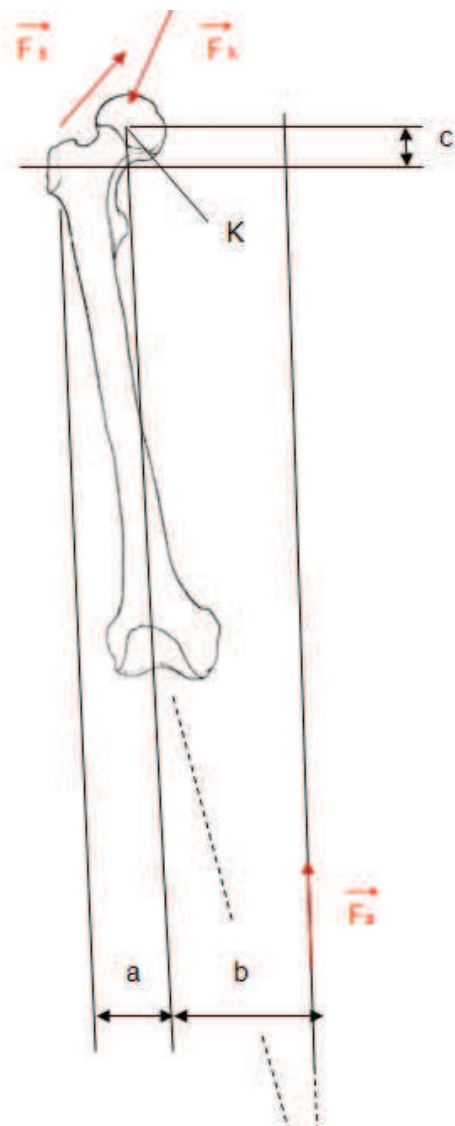
Kostní tkáň se v důsledku zpětné vazby neustále remodeluje, tudíž její mechanické vlastnosti závisí na historii zatěžování. Kostní tkáň je tedy nehomogenní a anizotropní. Struktura kosti je vytvořena s minimálním množstvím materiálu při maximální pevnosti v daném směru. V podélném směru může být při zatížení mez pevnosti až 10 krát vyšší než v radiálním a tangenciálním směru. Pevnost kosti je největší v tlaku. V tahu asi o 1/3 menší než v tlaku a nejnižší ve smyku (3 krát menší než pevnost v tlaku). Mechanické vlastnosti kosti závisí i na rychlosti deformace, s ohledem na viskoelastické vlastnosti kostní tkáně. Mez pevnosti i modul pružnosti roste s rychlostí deformace, klesá maximální dovolená deformace a absorbuje se více energie. Vzhledem k principu remodelace kostní tkáně dochází k podstatným poklesům pevnosti a poddajnosti u nezatěžované tkáně. Tyto poklesy mohou vést např. k osteoporóze a zvyšují riziko zlomenin. Tomuto je možné předejít dostatečným pravidelným zatěžováním. Mechanické vlastnosti se s přibývajícím věkem mění, tak že se zvyšuje pevnost a klesá maximální deformace. Kost mladého člověka je schopna vstřebat více deformační energie než je schopna kost staršího jedince. [3]

7.1.4 UVOLNĚNÍ DOLNÍ KONČETINY

Při pomalé chůzi nebo stojí na jedné dolní končetině jsou aktivní pouze kyčelní abduktory, které se upínají na velkém trochanteru a na lopatě kosti kyčelní. Na uvolněnou dolní končetinu působí tři síly. Styková síla od podložky F_a , síla v kloubu F_k a síla od svalu F_s .

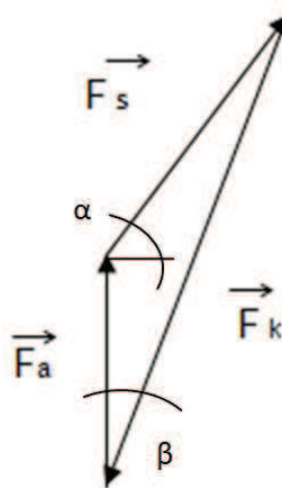
tab. 2

F_a	800 N
α	69°
β	14°
a	94 mm
b	58 mm
c	2 mm



obr. 11 [8]

Silový obrazec



obr. 10

Hmotnost pacienta nebyla známa, proto byla síla od podložky zvolena $F_a=800\text{ N}$.

$$\mu = 2$$

$$v = 3$$

$$s = \mu - v = 3 - 2 = -1$$

$$\text{NP} \{ \overset{\rightarrow}{F_s}, \overset{\rightarrow}{F_k} \}$$

$$\sum \overset{\rightarrow}{F_x}: \overset{\rightarrow}{F_s} * \cos \alpha - \overset{\rightarrow}{F_k} * \sin \beta = 0$$

$$\sum \overset{\rightarrow}{F_y}: \overset{\rightarrow}{F_s} * \sin \alpha - \overset{\rightarrow}{F_k} * \cos \beta + \overset{\rightarrow}{F_a} = 0$$

$$\sum \overset{\rightarrow}{M_k}: \overset{\rightarrow}{F_a} * a - \overset{\rightarrow}{F_s} * \sin \alpha * b + \overset{\rightarrow}{F_s} * \cos \alpha * c = 0$$

$$\overset{\rightarrow}{F_s} = \frac{\overset{\rightarrow}{F_a} * a}{(\sin \alpha * b - \cos \alpha * c)} = 1407\text{ N}$$

$$\overset{\rightarrow}{F_k} = \frac{\overset{\rightarrow}{F_s} * \cos \alpha}{\sin \beta} = 2084\text{ N}$$

7.2 TOTÁLNÍ ENDOPROTÉZA CF 30



obr. 12 [18] totální endoprotéza CF 30

Informací, týkající se technických specifikací totální endoprotézy CF-30, není mnoho. Proto jsou zde uvedeny jen dostupné informace ze staršího katalogu ALLOPRO SULZER MEDICA z roku 1998/99.

Größe Size Taille	Art. No.		A	B	Ø 28 M	Ø 32 M
1	36 61		135	113	44	46
2	36 62		142	119	46	48
3	36 63		148	125	47	49
4	36 64		154	130	49	51
5	36 65		165	139	51	53

Kugelhkopf
Ball head
Tête sphérique

S = M - 4 mm
L = M + 4 mm

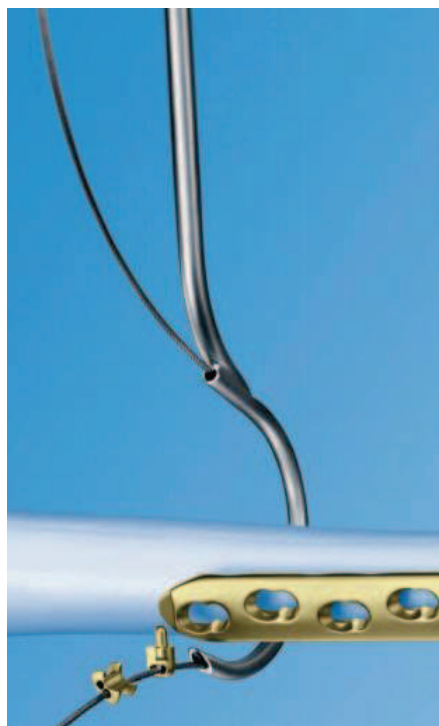
obr. 13 [9]

7.3 FIXAČNÍ PÁSKY

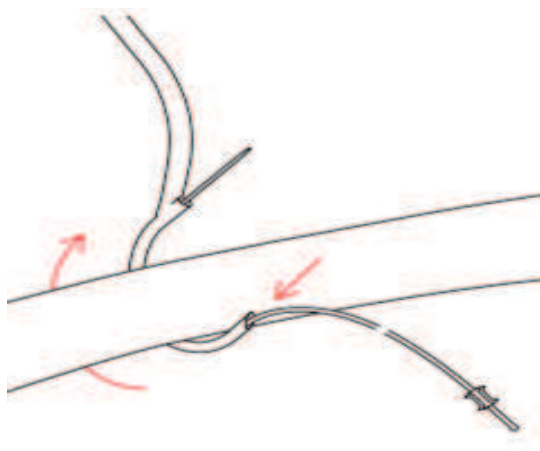
Informací týkajících se fixačních pásků není mnoho, avšak na webových stránkách společnosti Synthes byl nalezen technický návod obsahující postup jakým jsou fixační pásky pacientům zaváděny. Popis, který je v tomto návodu, se sice vztahuje na totální náhradu kyčelního kloubu s dlahou viz. obr. 14 , ale z hlediska získání základní představy o problematice fixačních pásků je dostačující.



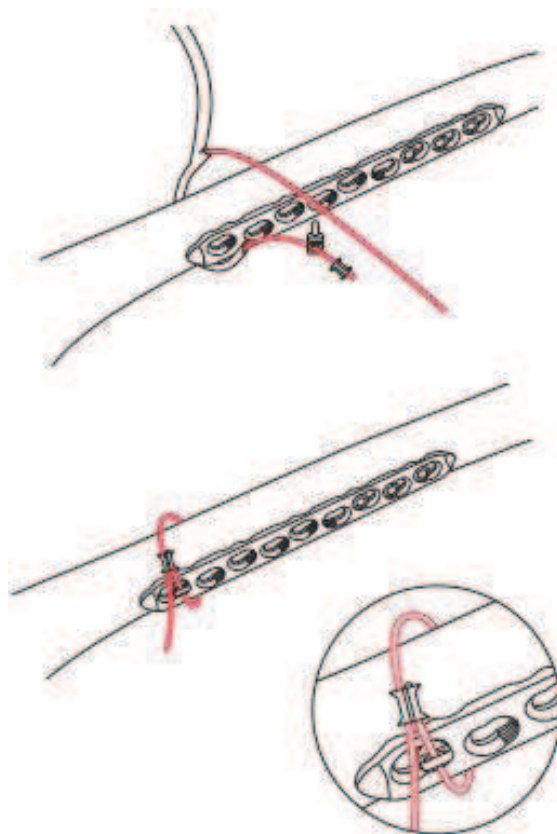
obr. 14 [10]



obr. 15 [10]



obr. 16 [10]



obr. 17 [10]

7.4 KOSTNÍ CEMENT

Kostní cement se používá jako fixace cementovaných implantátů. Při aplikaci přilne z jedné strany k implantátu a z druhé proniká do spongiózní kosti. Při pronikání vyrovná cement nerovnosti v kosti, tím je dosaženo lepší fixace implantátu ve spongiózní kosti. Do kostního cementu se mohou přidat kontrastní RTG látky, díky kterým je možno sledovat stav cementu i po operaci. Další složkou přidávanou do kostního cementu jsou antibiotika, která mají snižovat rizika infekce. Aplikací kostního cementu se také výrazně sníží ztráty krve při operaci. Nadruhou stranu se do organismu mohou uvolňovat zbytky tekutého monomeru při jeho polymerizaci. Proces polymerizace je doprovázen velkými teplotami, které mohou poškodit spongiózní kost. Výrazné komplikace u cementovaných náhrad hrozí při revizních operacích. Nové technologie a vhodné operační postupy sice míru poškození spongiózní kosti snižují, ale nezamezí jí úplně. Všechna tato rizika

s kostním cementem spojená vedla ke snaze vyvíjet nové typy implantátů s vyloučením přítomnosti cementu. [11]

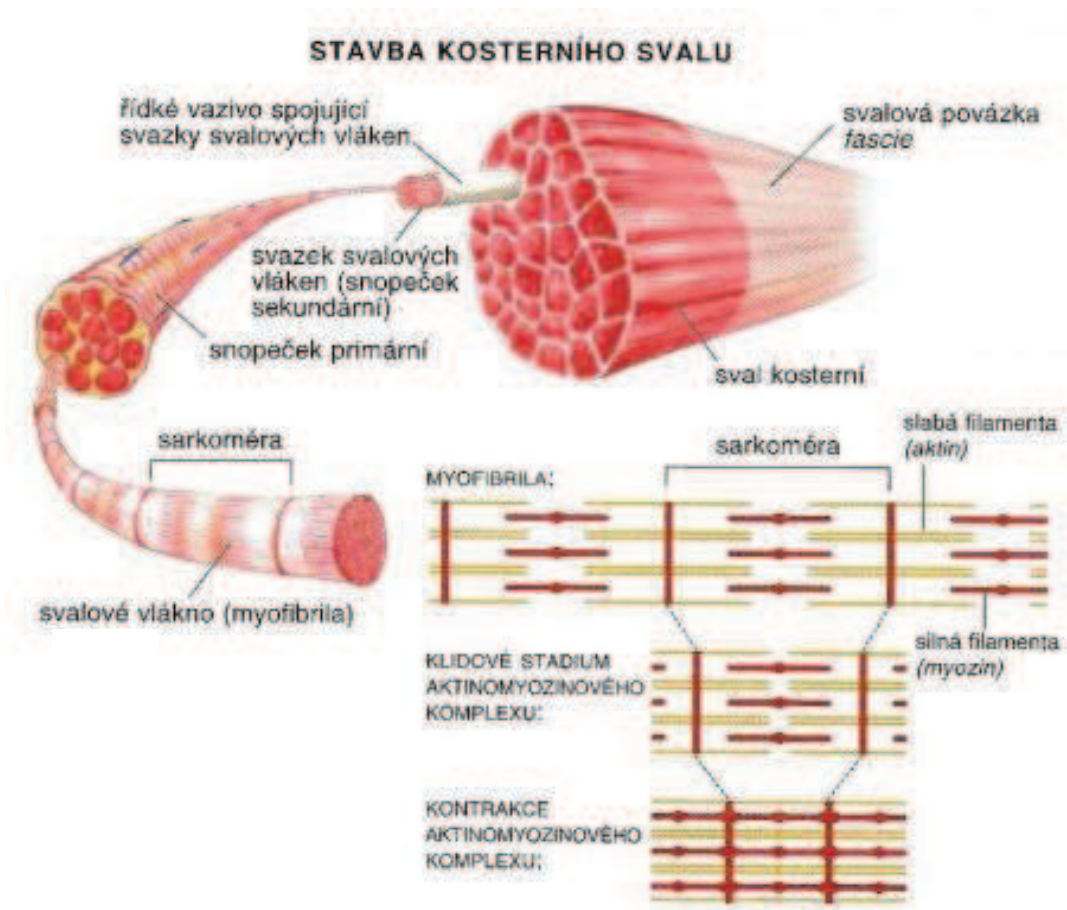


obr. 18 [13]

7.5 SVALY

7.5.1 SKLADBA A FUNKCE SVALU

Jsou tvořeny ze svalové tkáně a umožňují pohyb člověka, přičemž tento pohyb je založen na svalové kontrakci. Tyto kontrakce jsou řízeny nervovými vlákny napojenými na sval. Samotný proces kontrakce probíhá prostřednictvím myofibril, které jsou složeny z aktinu a myosinu. Při kontrakci jsou tenká aktinová vlákna vtahována mezi silná vlákna myosinová, tímto se myofibrila zkrátí. Ke stažení svalu je potřeba dostatečné množství energie ve svalu. Ta se získává z přeměny chemické energie živin na energii kinetickou a na teplo. [14]



obr. 19 [5] stavba kosterního svalu

8 VÝBĚR METODY ŘEŠENÍ

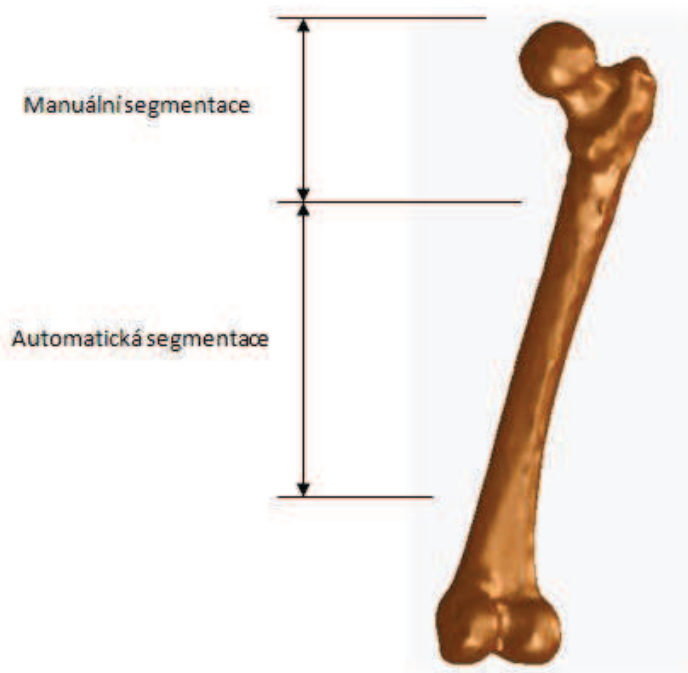
K úspěšnému řešení problému je potřeba si uvědomit, která metoda řešení bude k dané problematice nejvhodnější. Vzhledem k poměrně složité geometrii, zejména stehenní kosti, je analytické řešení nevhodné. Z tohoto důvodu bude použita metoda numerická, konkrétně metoda konečných prvků (MKP). MKP je variační metoda, která je založena na diskretizaci oblasti na konečný počet prvků, přičemž jednotlivé prvky (elementy) jsou navzájem spojeny v uzlových bodech. Softwarů, pomocí kterých lze řešit MKP je více. V této práci bude použit software ANSYS, který je na ÚMTMB nejrozšířenější. Realizace výpočtového modelu vyžaduje, aby jednotlivé modely byly ve vyhovující podobě pro zpracování v Ansysu. V této práci byl pro tvorbu modelu totální endoprotézy CF 30 použit 3D skener ATOS Standard. Výstupní data ze skeneru se dále zpracovávala

v softwarech CATIA a SolidWorks. Pro tvorbu modelu stehenní kosti byla použita metoda počítačové tomografie (CT). Výstupní data byla posléze importována do systému STL Model Creator, kde se vytvořil model geometrie. Ten byl následně odeslán do počítačových programů CATIA a SolidWorks.

9 VYTVOŘENÍ JEDNOTLIVÝCH MODELŮ

9.1 MODEL Y GEOMETRIE

9.1.1 STEHENNÍ KOST



obr. 20

Model geometrie stehenní kosti byl vytvořen pomocí softwaru STL Model Creator z poskytnutých CT dat. Program má velice jednoduché uživatelské rozhraní, díky kterému je možné snadno, rychle a efektivně vytvářet ze série CT snímků model geometrie. Ten je vyexportován ve formátu polygonální sítě (*.STL), stejně tak jako je tomu v případě 3D skenování. Při tvorbě modelu geometrie stehenní kosti

bylo využito tzv. hybridní segmentace, která se skládá z manuální a automatické segmentace. Automatická segmentace byla použita pro střední rovnou část kosti viz. obr. 21 Automatická segmentace je založena na principu prahovacího filtru, který sám rozdělí CT snímek na 2 intervaly. Hlavice stehenní kosti se již nedařila vytvořit automatickou segmentací a bylo nutné použít segmentaci manuální pomocí výběrového polygonu. Jednotlivé CT snímky jsou složeny z voxelů (objemových prvků), přičemž každý voxel udává hodnotu útlumu (intenzity) záření.

9.1.2 TOTALNÍ ENDOPROTÉZA CF 30

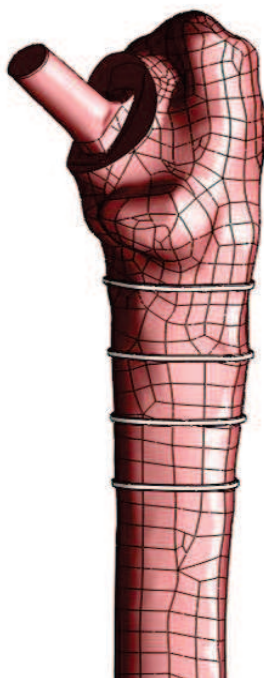
Reálná totální endoprotéza CF 30 byla poskytnuta Ing. Florianem, Csc. Její STL model byl vytvořen pomocí 3D skeneru, což je relativně snadná metoda pro digitalizaci reálných objektů. Nejdříve byl na povrch totální endoprotézy nanesen křídový prášek ve spreji a nalepeny značky. Díky křídovému prášku má povrch jednotnou barvu a je matný. Při procesu skenování je snímáný objekt umístěn na otočném stole, aby bylo možné objekt pootočit po každé nasnímané části. Jednotlivé sekvence se dají dohromady v počítačovém prostředí dodávaného softwaru. Na otočném stole jsou umístěny body, které slouží k orientaci skenovacího zařízení při sestavování STL modelu z jednotlivých nasnímaných sekvencí.



obr. 21 model geometrie totální endoprotézy

9.1.3 FIXAČNÍ PÁSKY

Výchozí pro tvorbu modelu geometrie fixačního pásku byla geometrie stehenní kosti. Nejprve byly plochy rozděleny dvěma rovinami a nově vzniklé plochy mezi rovinami byly sečteny, aby vytvořily jednu plochu. Tato plocha byla odsazena o 1 mm. Potom byly doplněny plochy shora i zdola a okopírována původní neodsazená plocha na stehenní kosti. Funkcí sešít povrchy a pokusit se vytvořit objem byl úspěšně vytvořen model geometrie fixačního pásku. Fixační pásky jsou na modelu geometrie stehenní kosti umístěny podle odměřených rozměrů z CT snímků.

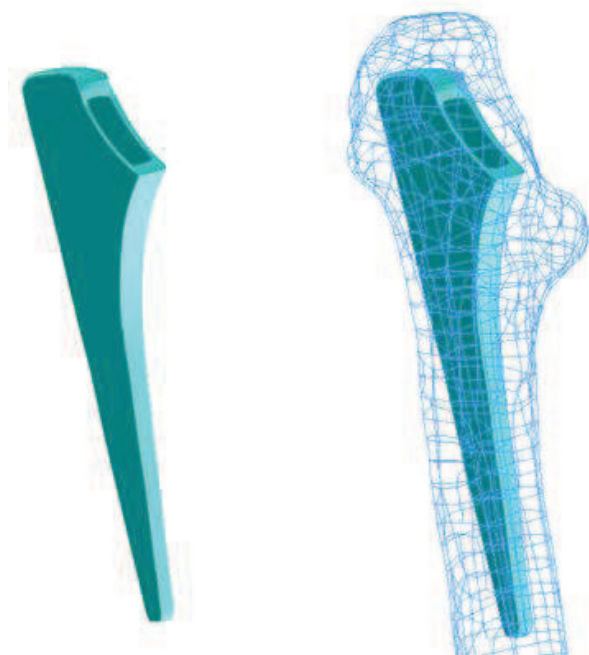


obr. 22 model geometrie s aplikovanými fixačními pásky

9.1.4 KOSTNÍ CEMENT

Při tvorbě modelu geometrie kostního cementu se vycházelo z již vytvořených modelů geometrie stehenní kosti a totální endoprotézy a z poskytnutých CT snímků. Nejdříve byla z modelu geometrie totální endoprotézy oddělena část vyčnívající ze stehenní kosti. Takto vzniklý model byl následně zvětšen v poměru tak, aby vhodně vyplnil stehenní kost. Poté byl vložen do modelu geometrie stehenní kosti a odečten, tímto v kosti vznikl prostor pro totální endoprotézu

s kostním cementem. Obdobným odečtením se v kostním cementu vytvořila dutina pro totální endoprotézu.



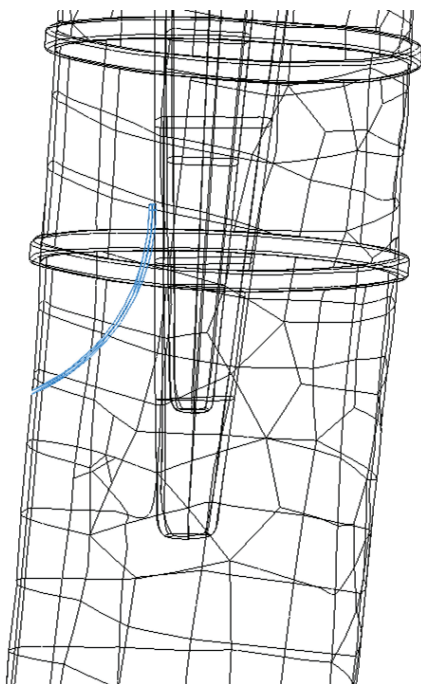
obr. 23 model geometrie kostního cementu

9.1.5 SVAL

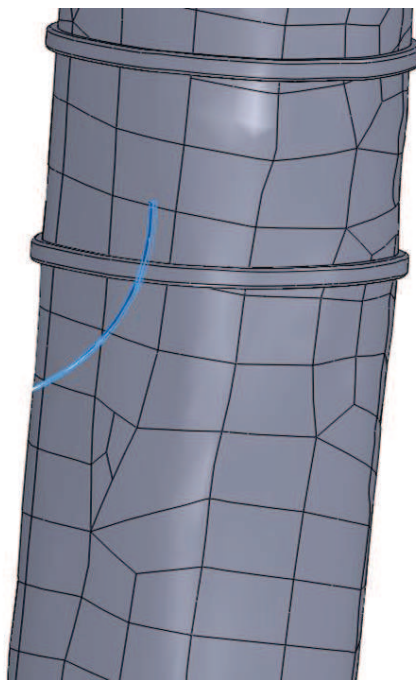
Sval byl z důvodu jednoduchosti při současném zachování dostatečné přesnosti řešení modelován jako pružina s vysokou tuhostí.

9.1.6 FRAKTURA

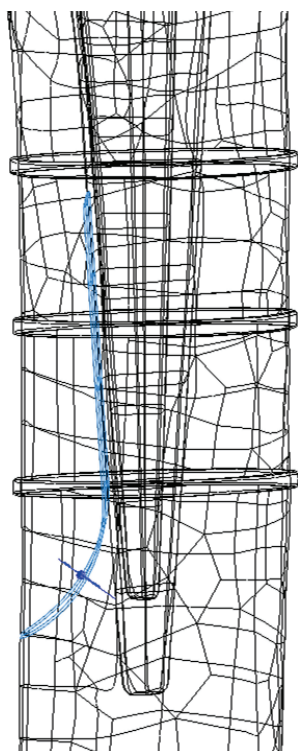
Fraktura byla vytvořena vyříznutím části objemu stehenní kosti, v rovině odpovídající tvarem i rozměrem CT snímkům, funkcí odebrat tloušťku. V této práci byly modelovány 2 varianty zlomenin. První varianta (obr. 24 a 25) je krátká zlomenina končící na hranici mezi kostním cementem a kostní tkání. Druhá možnost (obr. 26 a 27) pak navazuje na krátkou zlomeninu, přičemž dále roste na pomezí kostní tkáně a cementu.



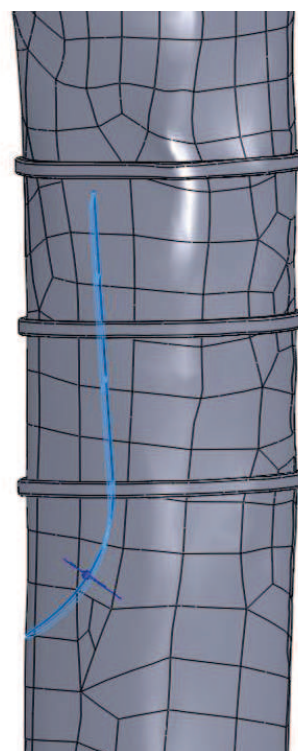
obr. 24 model geometrie krátké fraktury



obr. 25 model geometrie krátké fraktury



obr. 26 model geometrie dlouhé fraktury



obr. 27 model geometrie dlouhé fraktury

9.2 MODEL MATERIÁLU

Materiál komponent řešené soustavy je v této práci uvažován jako lineárně pružný, homogenní a izotropní. Tento materiál je popsán dvěma charakteristikami:

- E - modul pružnosti tahu [MPa]
- μ - poissonovo číslo [-]

Proto se v této kapitole zabýváme pouze těmito dvěma charakteristikami, které jsou podstatné z hlediska řešení dané problematiky, výjimkou je zde materiál svalu.

9.2.1 MODEL MATERIÁLU KOSTI

tab. 3 [15] model material kosti

Materiál	Modul pružnosti E [MPa]	Poissonovo číslo μ [-]
kortikální kost	16000	0,26

9.2.2 MODEL MATERIÁLU TOTÁLNÍ ENDOPROTÉZY CF 30

Materiál a vlastnosti dřívku totální endoprotézy CF 30 je uveden v tabulce 4.

tab. 4 [16] model material totální endoprotézy CF 30

Materiál	Modul pružnosti E [MPa]	Poissonovo číslo μ [-]
FeCrNi	210 000	0,3

9.2.3 MODEL MATERIÁLU FIXAČNÍ PÁSKY

tab. 5 model materiálu fixačních pásek

Materiál	Modul pružnosti E [MPa]	Poissonovo číslo μ [-]
ocel	210 000	0,3

9.2.4 MODEL MATERIÁLU KOSTNÍHO CEMENTU

V současné době je nejpoužívanějším kostním cementem akrylový polymer (polymethylmetakrylát, PMMA) [17]. Proto i v této práci bude materiálem kostního cementu akrylový polymer, jehož vlastnosti jsou shrnuty v tabulce 6.

tab. 6 [15] model material kostního cementu

Materiál	Modul pružnosti E [MPa]	Poissonovo číslo μ [-]
PMMA	2500	0,35

9.2.5 MODEL MATERIÁLU SVALU

Jak již bylo uvedeno v modelu geometrie svalů, bude v této práci sval modelován jako pružina s velkou tuhostí. V momentu aktivace jsou svaly modelovány jako podstatně tužší než ostatní prvky soustavy proto, aby byla zajištěna statická rovnováha mezi prvky řešené soustavy.

9.2.6 MODEL MATERIÁLU - SHRNUTÍ

V následující tabulce jsou pro větší přehlednost shrnuty údaje o modelech materiálu dílčích prvků řešené soustavy.

tab. 7: shrnutí modelu materiálu

Prvky řešené soustavy	Modul pružnosti E [MPa]	Poissonovo číslo μ [-]
kortikální kost	16000	0,26
spongiózní kost	150	0,30
Totální endoprotéza CF 30	210 000	0,3
kostní cement	2500	0,35
fixační pásek	210 000	0,3
sval	210 000	0,3

9.3 MODEL VAZEB

Modely vazeb byly realizovány v oblasti kolenního kloubu zamezením všech posuvů a rotací distálního konce stehenní kosti.



obr. 28

V proximální části stehenní kosti je pomocí pružin modelován sval.



obr. 29

9.4 MODEL ZATÍŽENÍ

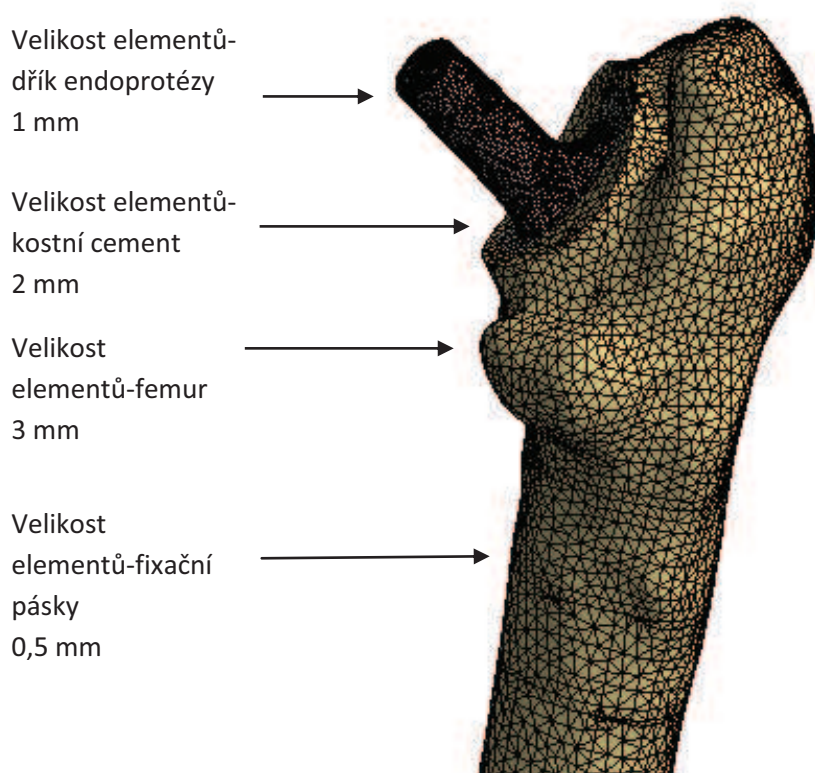
Zatížení bylo realizováno silou viz. obr. 30, která byla spočtena v kapitole 7.1.4.



obr. 30

9.5 KONEČNOPRVKOVÝ MODEL

Modely geometrie museli být diskretizovány (rozloženy na prvky konečné velikosti), aby bylo možné provést výpočet pomocí metody konečných prvků. Důležitým faktorem pro výpočet je velikost prvku. Zmenšováním velikosti prvku sice dosáhneme přesnějšího řešení, současně se nám ale výrazně prodlužuje doba výpočtu. Vhodnou velikostí prvku se zajistí dostatečná přesnost a sníží doba výpočtu.



obr. 31 konečnoprvková síť

10 ŘEŠENÍ

Vytvořené modely geometrie z kapitoly 9.1 byly v programu SolidWorks uloženy ve formátu paraglidu - *.x_t, aby je bylo možné přesunout do prostředí Ansys. V programu Ansys Workbench byla na pracovní plochu přetažena položka *Geometry*. Poté do tohoto modulu geometrie byla importována výše zmíněna

geometrie ve formátu - *.x_t. dále bylo nutné přiřadit modulu geometrie strukturální analýzu, ve které bylo potřeba nadefinovat modely materiálu. Zde byla vytvořena nová knihovna a do ní přidány modely materiálu z kapitoly 9.2. Z vytvořené knihovny se v prostředí analýzy přiřazoval materiál konkrétnímu tělu.

V dalším postupu byla na modelu geometrie vytvořena konečnoprvková síť. Po úspěšném vytvoření konečnoprvkové sítě bylo nutné definovat zatížení a okrajové podmínky. Po definování okrajových podmínek a zatížení bylo možné spustit výpočet.

Pro přehlednost byla jednotlivým analýzám přiřazena označení uvedená v tabulkách 8 a 9.

tab. 8: varianty řešení

Analýza	Varianty	Označení
Femur	Bez zlomenin Bez pásků	AF-0Z-0P
	Krátká zlomenina Bez pásků	AF-KZ-0P
	Dlouhá zlomenina Bez pásků	AF-DZ-0P
	Krátká zlomenina 3 pásky	AF-KZ-3P
	Krátká zlomenina 4 pásky	AF-KZ-4P
	Dlouhá zlomenina 3 pásky	AF-DZ-3P
	Dlouhá zlomenina 4 pásky	AF-DZ-4P

tab. 9: varianty řešení

Analýza	Varianty	Označení
Dřík endoprotézy	Bez zlomenin Bez pásků	AD-0Z-0P
	Krátká zlomenina Bez pásků	AD-KZ-0P
	Dlouhá zlomenina Bez pásků	AD-DZ-0P
	Krátká zlomenina 3 pásky	AD-KZ-3P
	Krátká zlomenina 4 pásky	AD-KZ-4P
	Dlouhá zlomenina 3 pásky	AD-DZ-3P
	Dlouhá zlomenina 4 pásky	AD-DZ-4P

11 ANALÝZY A PREZENTACE VÝSLEDKŮ

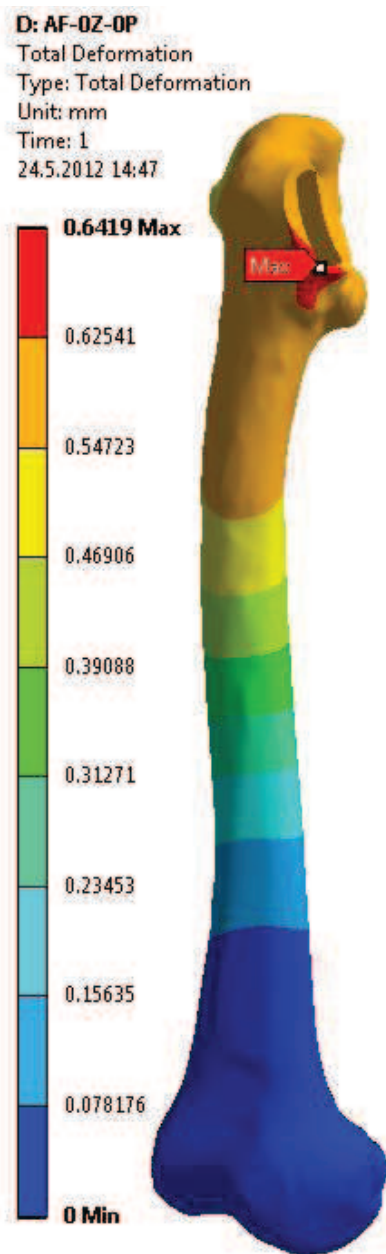
Řešení bylo provedeno pomocí výpočtového modelování metodou konečných prvků. Vyhodnocovány byly posuvy a napětí na femuru i na dříku totální endoprotézy.

11.1 ANALÝZA FEMUR

11.1.1 ANALÝZA POSUVŮ

V rámci řešení bylo analyzováno 7 variant řešení uvedených v tabulkách 8 a 9. Nejprve byly vyhodnocovány celkové posuvy [mm] 50 krát zvětšeny u variant

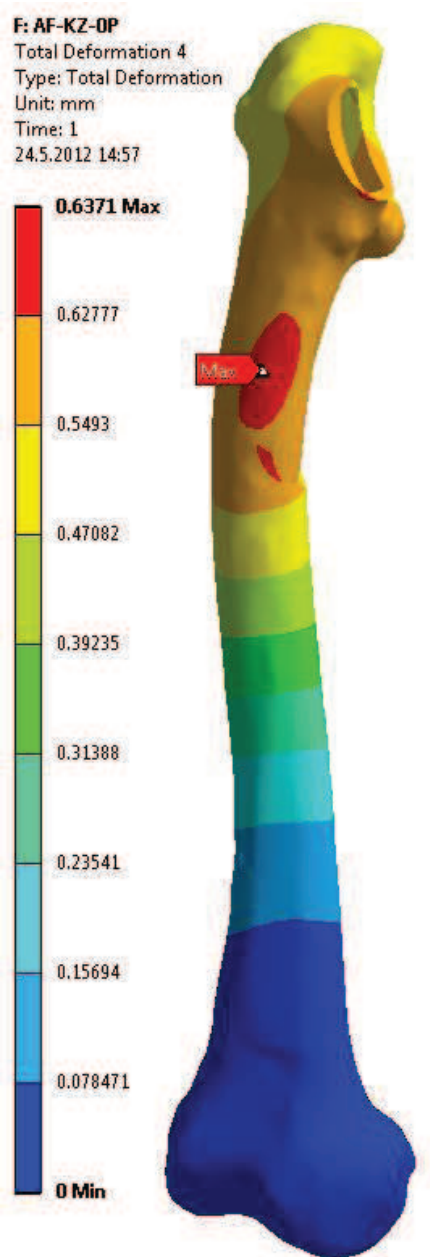
s krátkou frakturou a 10 krát zvětšený u varianty s dlouhou frakturou. V případě femuru bez zlomenin a bez fixačních pásků (AF-0Z-0P) jsou maximální hodnoty celkové deformace v oblasti proximálního konce femuru v mediálním směru na rozhraní kostního cementu a kosti $U_{\text{celkové}} = 0,64 \text{ mm}$ (obr.32).



obr. 32 celkové napětí na femuru

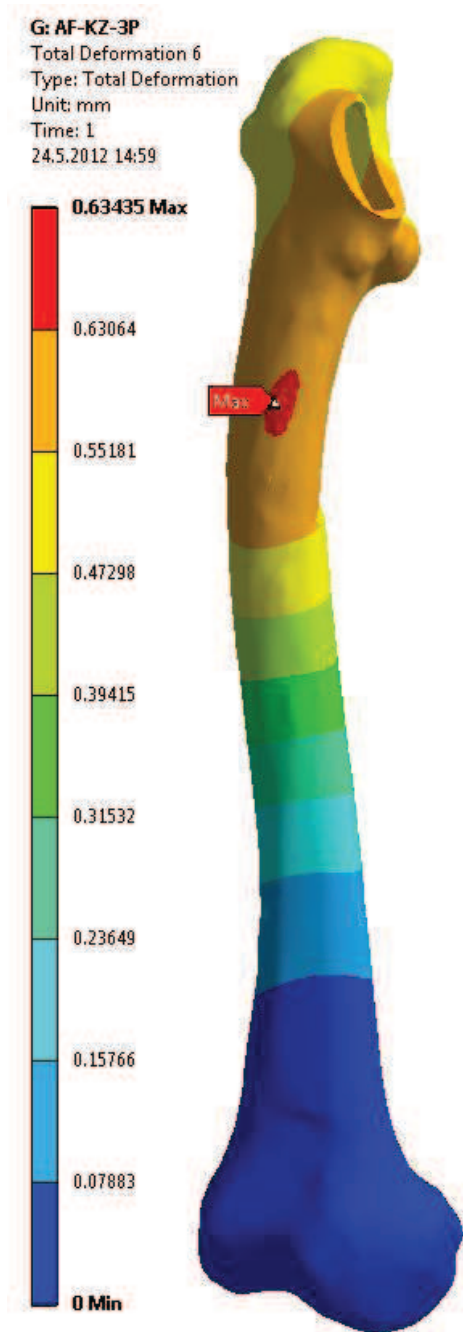
V případě kdy je na femuru indikována fraktura a nejsou použity fixační pásky (AF-KZ-0P) dochází k přesunu maximálních hodnot celkových posuvů do oblasti

proximální diafýzy v mediálním směru. Velikost celkového posuvu v daném místě dosahuje $U_{\text{celkové}} = 0,64 \text{ mm}$ (obr.33).



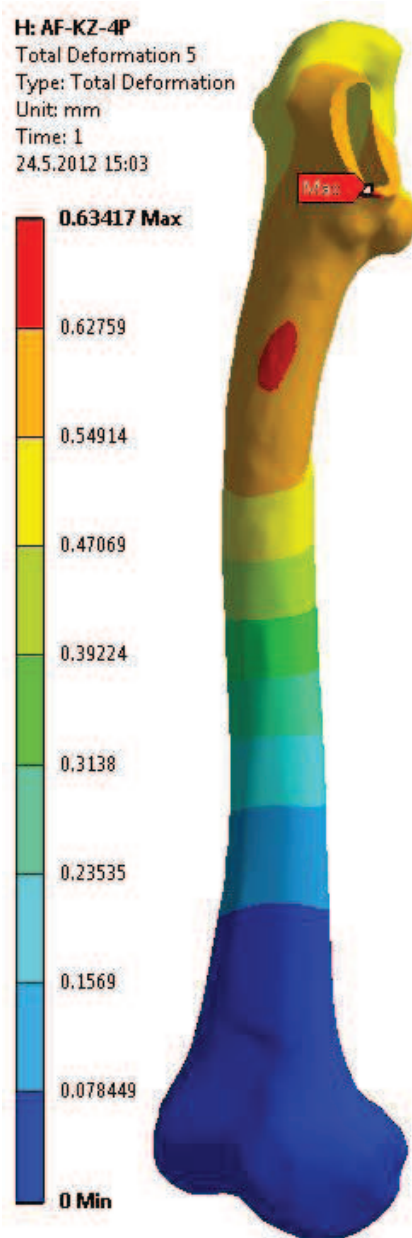
obr. 33 celkové posuvy na femuru

V případě aplikace 3 fixačních pásků (AF-KZ-3P) nedochází k významné změně velikosti ani oblasti umístění celkového posuvu, vzhledem k předchozí variantě (obr.34).



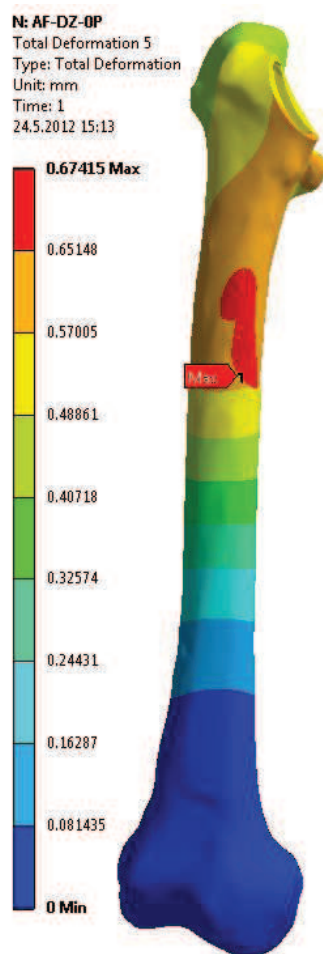
obr. 34 celkové posuvy na femuru s krátkou frakturou a 3 fixačními pásy

U varianty (AF-KZ-4P) (obr.35), kde jsou aplikovány 4 fixační pásy je maximální hodnota celkového posuvu stejná $U_{\text{celkové}} = 0,63 \text{ mm}$ a dochází k jejímu přemístění do stejné oblasti jako u varianty AF-0Z-0P.



obr. 35 celkové posuvy na femuru s krátkou frakturou a 4 fixačními pásky

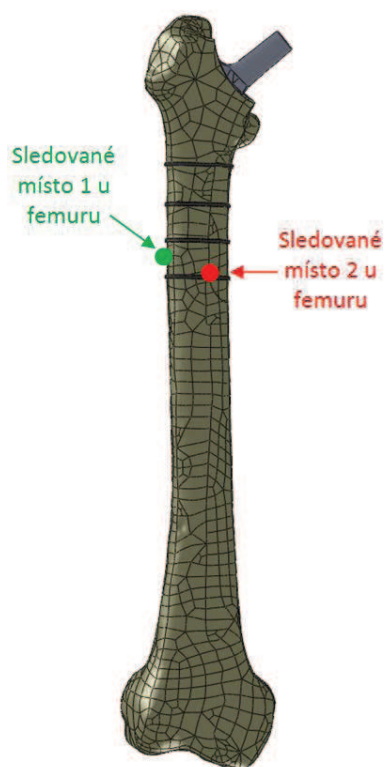
Dále byly řešeny varianty ve, kterých byla uvažována dlouhá fraktura a různý počet pásků. Ve variantě bez pásků a se třemi páskami (AF-DZ-0P; AF-DZ-3P) byly maximální hodnoty celkových posuvů přibližně stejné $U_{\text{celkové}} = 0,67$ mm a nacházeli se ve stejné oblasti (obr. 36). Při použití 4 fixačních pásků (AF-DZ-4P) dochází k mírnému poklesu hodnot maximálních posuvů $U_{\text{celkové}} = 0,64$ mm a také dochází k přesunu maximálních hodnot do oblasti poblíž konce fraktury.



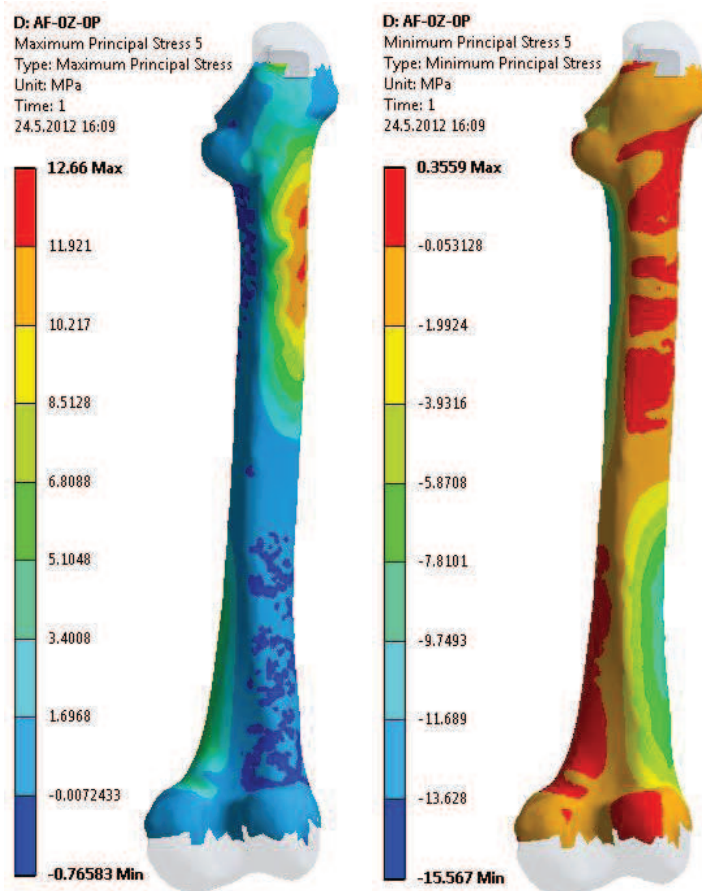
obr. 36 celkové posuvy pro femur s dlouhou zlomeninou bez fixačních pásků

11.1.2 ANALÝZA HLAVNÍCH NAPĚTÍ

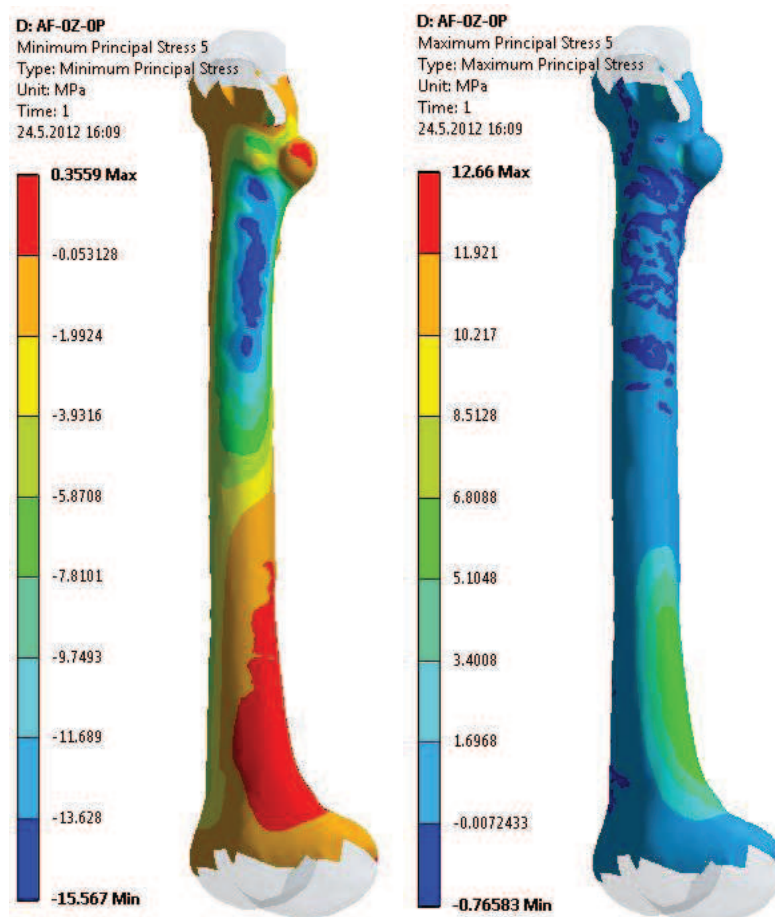
Dále byly analyzovány hlavní napětí pro stejné varianty řešení jako u analýzy posuvů. Hlavní napětí byla vyhodnocována pro dvě místa zvolená na femuru (obr.37). Hodnoty hlavních napětí jsou uváděna v MPa. Pro femur bez fraktury v oblasti bodu 1 jsou hlavní napětí kladná $\sigma_1 = 12,7$ MPa, $\sigma_3 = 0,4$ MPa (obr.38), tudíž zde dochází k tahovému namáhání. V oblasti odpovídají sledovanému bodu 2, jsou hodnoty $\sigma_1 = -0,1$ MPa, $\sigma_3 = -14,5$ MPa (obr.39), z čehož vyplývá, že je oblast v tlaku. U variant s krátkou frakturou dochází k přemístění hlavních napětí do oblasti konce fraktury. Při aplikaci fixačních pásků dochází v jejich blízkém okolí k redistribuci napětí. V případech, kdy je u femuru indikována dlouhá fraktura je chování hlavních napětí obdobné.



obr. 37 sledovaná místa na femuru



obr. 38 hlavní napětí σ_1 a σ_3 -femur-bod 1



obr. 39 hlavní napětí σ_1 a σ_3 -femur-bod 2

Hodnoty hlavních napětí jsou pro jednotlivé varianty shrnuty v tabulkách 10 a 11, pro lepší představu byly vykresleny průběhy hlavních napětí pro variantu AF-KZ-4P (obr.40).

tab. 10: Hlavní napětí pro bod 1

Hlavní napětí	AF-0Z-0P	AF-KZ-0P	AF-DZ-0P	AF-KZ-3P	AF-KZ-4P	AF-DZ-3P	AF-DZ-4P
σ_1	12,66	18,11	19,46	18,56	26,48	19,78	29,60
σ_3	0,35	0,13	0,21	0,14	3,61	-0,01	3,42

tab. 11: Hlavní napětí pro bod 2

Hlavní napětí	AF-0Z-0P	AF-KZ-0P	AF-DZ-0P	AF-KZ-3P	AF-KZ-4P	AF-DZ-3P	AF-DZ-4P
σ_1	-0,11	54	23,69	67,49	51,78	23,31	20,18
σ_3	-14,50	3,12	-4,43	1,50	2,37	-3,04	2,75

H: AF-KZ-4P

Maximum Principal Stress 2

Type: Maximum Principal Stress

Unit: MPa

Time: 1

24.5.2012 16:22

51.784 Max

21.993

16.276

10.559

4.8428

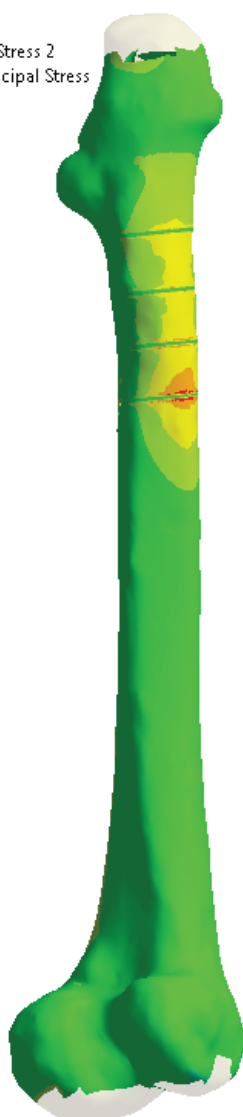
-0.8738

-6.5904

-12.307

-18.024

-23.74 Min



H: AF-KZ-4P

Maximum Principal Stress 2

Type: Maximum Principal Stress

Unit: MPa

Time: 1

24.5.2012 16:22

51.784 Max

21.993

16.276

10.559

4.8428

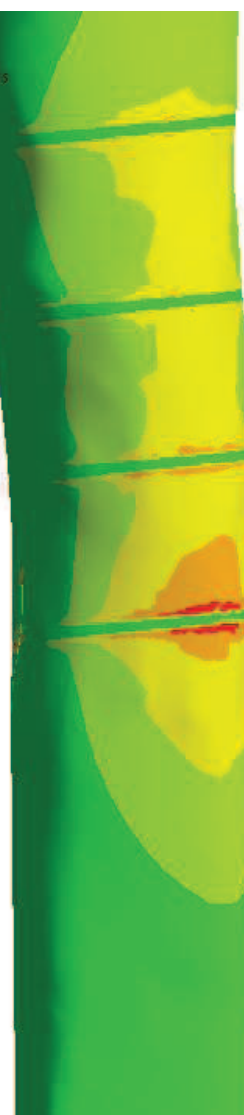
-0.8738

-6.5904

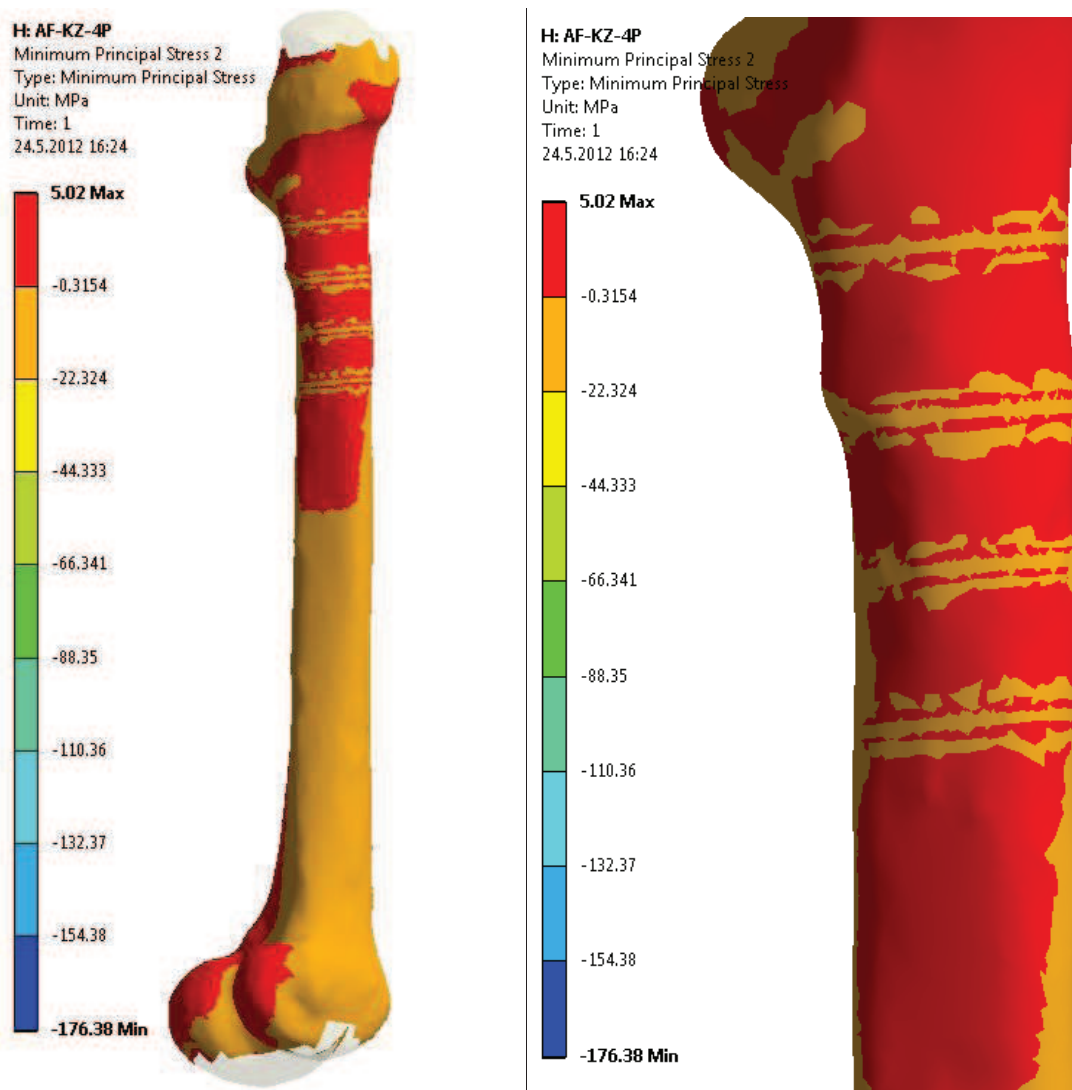
-12.307

-18.024

-23.74 Min



obr. 40 hlavní napětí σ_1 pro femur s krátkou zlomeninou a 4 fixačními pásky pro bod 2

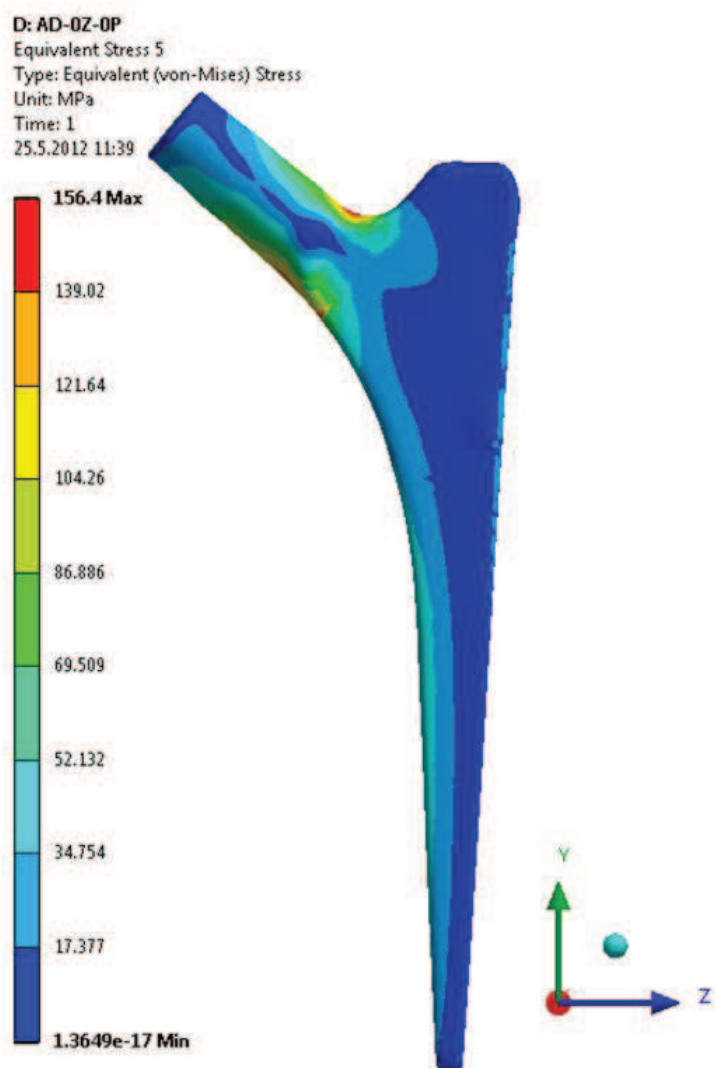


obr. 41 hlavní napětí σ_3 pro femur s krátkou zlomeninou a 4 fixačními pásy pro bod 2

11.2 ANALÝZA DŘÍKU ENDOPROTÉZY

Vyhodnocovány byly celkové posuvy [mm] a napětí podle podmínky HMH [MPa] pro stejné varianty jako u analýzy femuru viz. tabulka 8 a 9. U všech řešených variant byly maximální hodnoty ekvivalentního napětí (HMH) koncentrovány ve stejných místech a měli stejnou hodnotu $\sigma_{\text{HMH}}=156$ MPa (obr. 42). Nejvyšší hodnoty celkových posuvů jsou u všech variant v proximální oblasti dříku na kuželové ploše, na kterou dosedá femorální hlavice. Tyto hodnoty jsou přibližně stejné, a to $U_{\text{celkové}}=0,73$ mm (obr. 43). Obrázky jsou vykresleny pro variantu AD-

0Z-0P a vyplývá z nich, že pro efektivní hodnocení vlivu fraktur je potřeba detailně analyzovat distální část dříku.



obr. 42 maximální hodnota ekvivalentních napětí dříku endoprotézy

D: Copy of Static Structural (ANSYS)

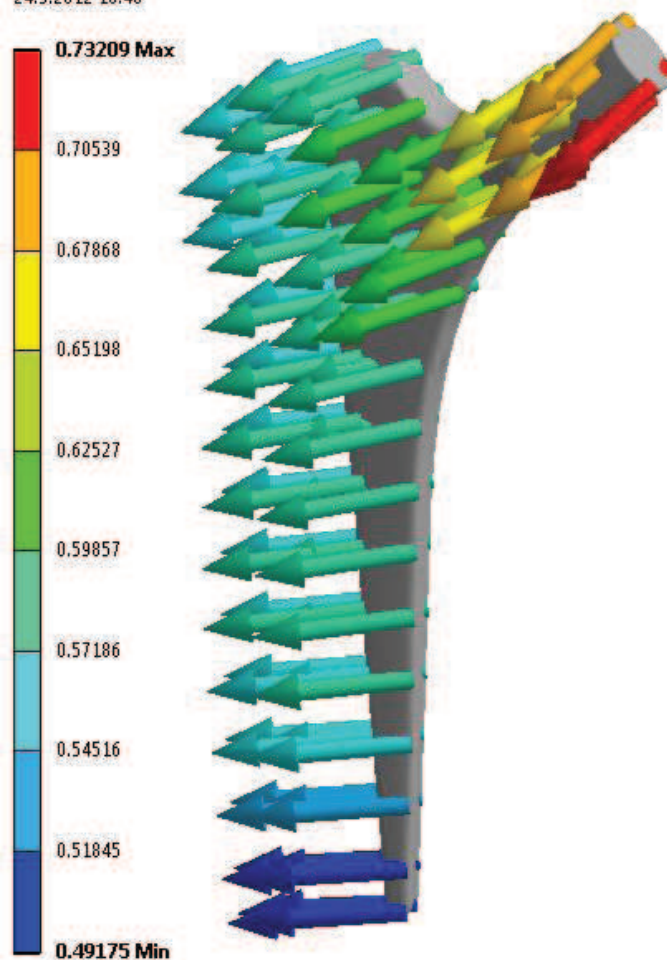
Total Deformation 2

Type: Total Deformation

Unit: mm

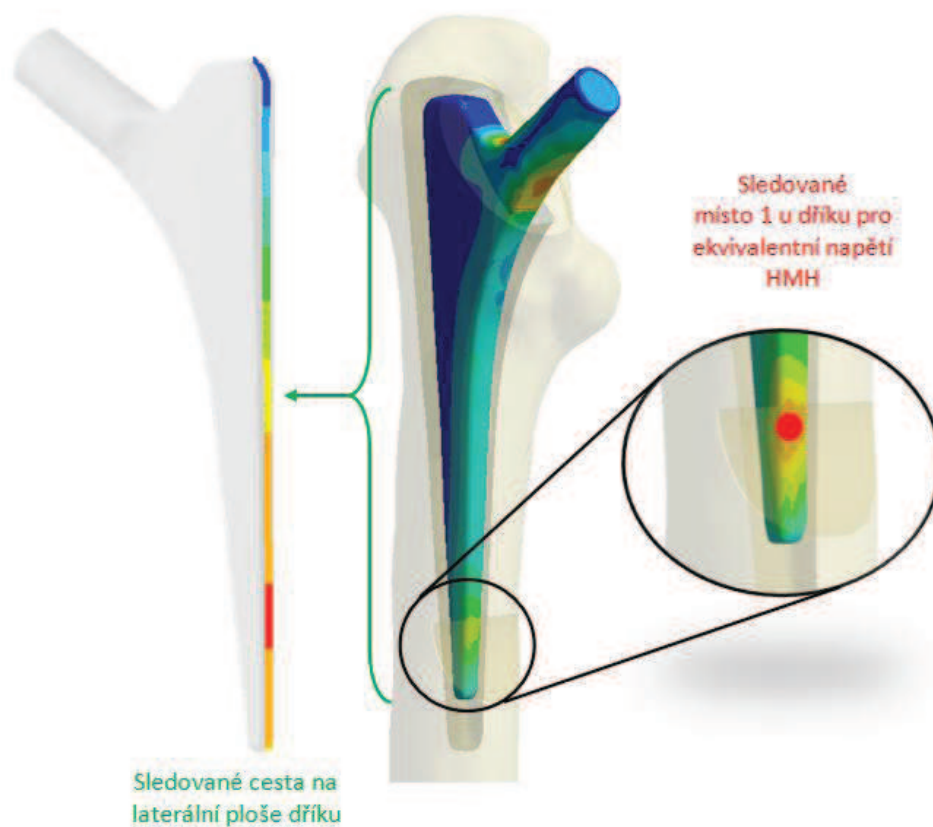
Time: 1

24.5.2012 10:48



obr. 43 celkové posuvy dříku endoprotézy

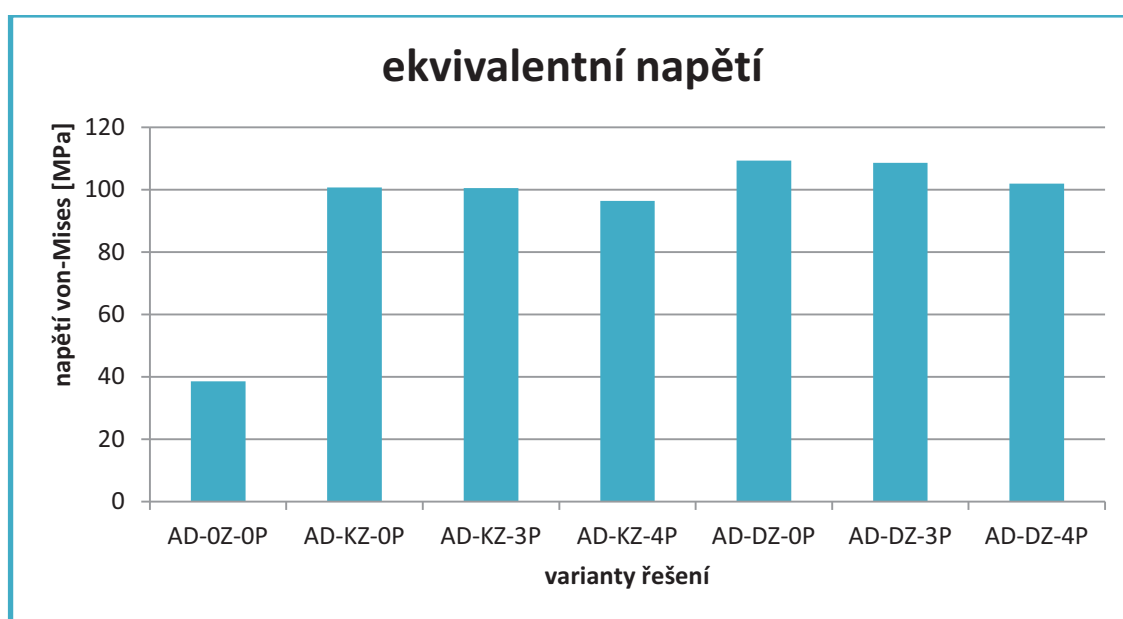
Analyzovány byly posuvy v ose Z [mm] a ekvivalentní napětí podle podmínky HMM [MPa] u distálních konců dříku. Posuvy v ose Z představují dominantní složku celkových posuvů. Ekvivalentní napětí byla vyhodnocována oblasti konce krátké fraktury. Posuvy byly vyhodnocovány na laterální ploše dříku (obr.44).



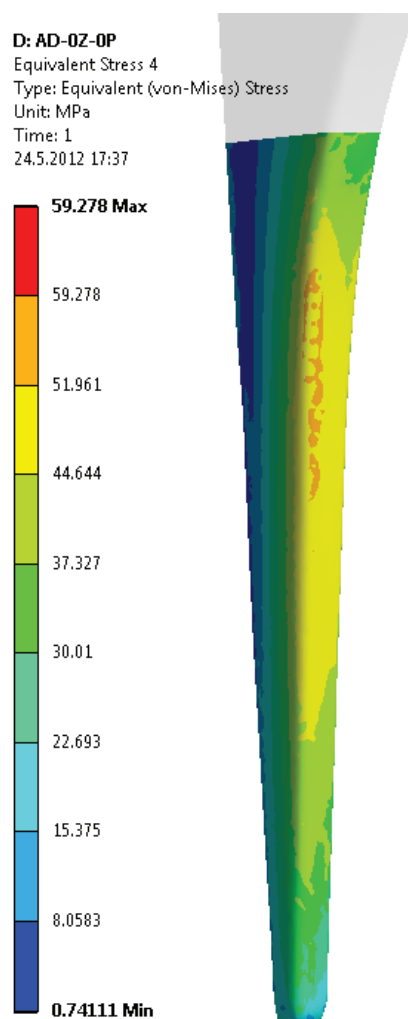
obr. 44 sledovaná místa pro ekvivalentní napětí u dříku endoprotézy

V grafech 1 a 2 jsou shrnuty výsledky ekvivalentních napětí a posuvů pro řešené varianty.

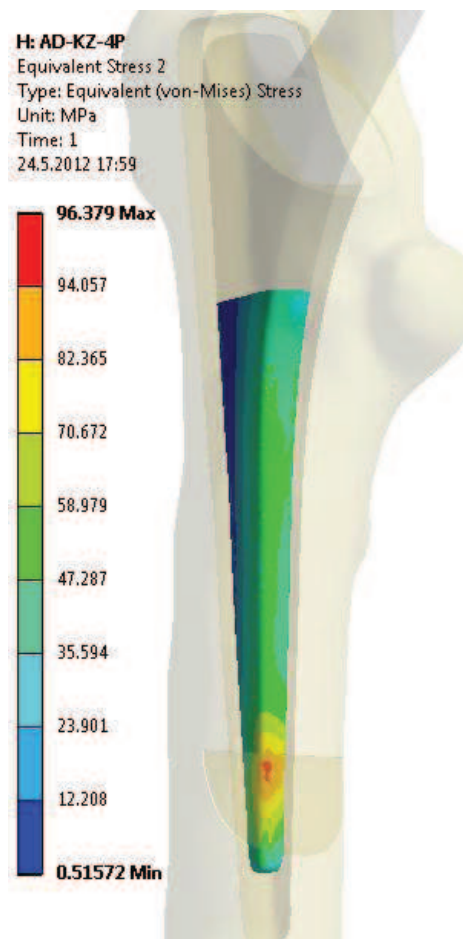
graf 1: ekvivalentní napětí



V případě varianty řešení femuru bez fraktury (AD-0Z-0P) je napětí rovnoměrně rozloženo po mediální ploše dříku (obr. 45). U variant, kde se v řešení uvažují fraktury, dochází ke koncentraci napětí ve sledovaném místě 1. Velikost napětí je ovlivněna počtem aplikovaných fixačních pásek, tak že aplikace 3 fixačních pásek nezmění velikost ekvivalentního napětí vzhledem k variantě, kdy fixační pásky nejsou aplikovány. Přidáním čtvrtého fixačního pásku dochází ke snížení velikosti ekvivalentního napětí. Toto chování je obdobné pro obě řešené velikosti fraktur. Pro lepší představu byla vykreslena varianta AD-KZ-4P (obr. 46).

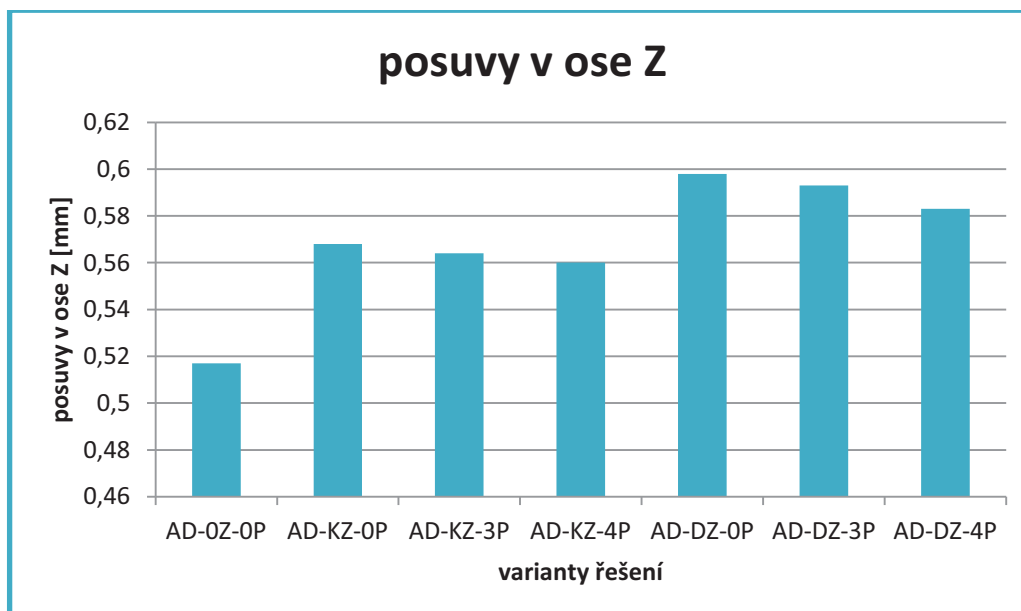


obr. 45 ekvivalentní napětí pro dřík endoprotézy

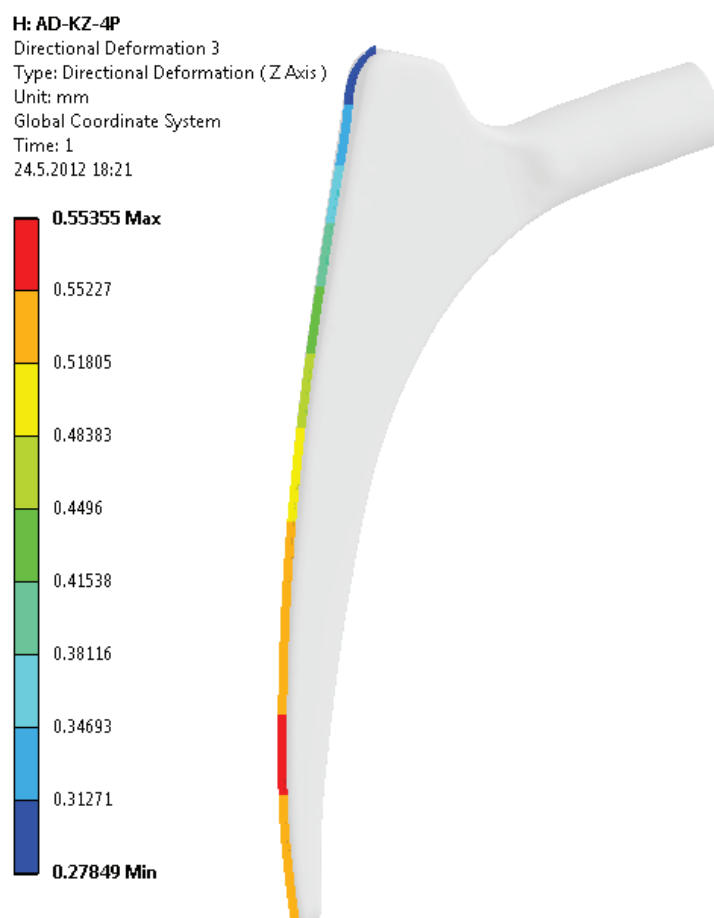


obr. 46 ekvivalentní napětí pro krátkou frakturu se 4 fixačními pásky

graf 2



Maximální hodnoty posuvů v ose Z se nacházejí přibližně v 1/3 vzdálenosti od distálního konce dříku. Toto místo je stejné pro všechny varianty, liší pouze velikost posuvu. Velikost posuvů, je stejně jako v případě analýzy napětí, ovlivněna počtem aplikovaných fixačních pásek. Aplikace 3 fixačních pásek nezmění velikost hodnoty posuvů vzhledem k variantě, kdy fixační pásy nejsou aplikovány. Přidáním čtvrtého fixačního pásku dochází ke snížení hodnoty posuvů. Toto chování je obdobné pro obě řešené velikosti fraktur. Pro lepší představu byla vykreslena varianta AD-KZ-4P (obr.47).



obr. 47 posuvy pro laterální stranu dříku endoprotézy

ZÁVĚR

Cílem této diplomové práce bylo provedení deformačně napěťové analýzy proximálního femuru s aplikovanou totální endoprotézou a zlomeninou stabilizovanou fixačními pásky. Po vypracování řešeršní studie související s řešenou problematikou byla provedena analýza metody řešení na základě dostupných prostředků. Součástí této analýzy bylo také stanovení rozlišovací úrovně řešení zadaného problému.

Problém byl řešen na základě výpočtového modelování. Postup modelování je v práci detailně popsán. Před tvorbou jednotlivých modelů je uvedena stručná anatomie související s řešenou problematikou.

Následně byly vytvořeny dílčí modely geometrie prvků řešené soustavy, ze kterých byl sestaven model geometrie femuru s totální endoprotézou v různých variantách, které jsou blíže popsány v tabulkách 8 a 9.

Z deformačně napěťového řešení pro stehenní kost byla vyhodnocována hlavní napětí a celkové posuvy ve sledovaných bodech. Na dříku endoprotézy bylo vyhodnoceno ekvivalentní napětí podle podmínky HMM pro sledované body a posuvy v ose Z na laterální ploše dříku endoprotézy.

Na femuru se vyskytují tahová napětí ($\sigma_1 = 12,7$ MPa, $\sigma_3 = 0,4$ MPa) a tlaková napětí ($\sigma_1 = -0,1$ MPa, $\sigma_3 = -14,5$ MPa) ve sledovaných místech 1 a 2. V případě výskytu krátké fraktury dochází k přerozdělení hlavních napětí do oblasti fraktury. Na základě této skutečnosti je potřeba aplikovat fixační pásky. Z provedeného řešení vyplývá, že nejlepší fixace nastane při aplikaci 4 fixačních pásků, kde jsou hlavní napětí ($\sigma_1 = 51,8$ MPa, $\sigma_3 = 2,4$ MPa), oproti variantě bez fixačních pásků, kde jsou hlavní napětí ($\sigma_1 = 54$ MPa, $\sigma_3 = 3,1$ MPa). V případech, kde se vyskytuje dlouhá fraktura, dochází k obdobnému chování hlavních napětí jako u krátké fraktury. Liší se pouze velikostí těchto napětí. Pro variantu bez fixačních pásků jsou hodnoty hlavních napětí $\sigma_1 = 23,7$ MPa, $\sigma_3 = -4,4$ MPa. Při použití 4 fixačních pásků jsou hodnoty hlavních napětí $\sigma_1 = 20,2$ MPa, $\sigma_3 = -2,75$ MPa.

Na dříku endoprotézy je u všech variant maximální hodnota ekvivalentních napětí, v oblasti krčku, stejná $\sigma_{HMM} = 156$ MPa. Z důvody posouzení vlivu fraktury na rozložení a velikost ekvivalentních napětí byl analyzován distální konec dříku

totální endoprotézy. Chování ekvivalentních napětí bylo obdobné pro oba typy uvažovaných fraktur. V případě krátké fraktury bez aplikovaných fixačních pásků byla hodnota ekvivalentních napětí $\sigma_{\text{HMH}} = 100,6$ MPa, zatímco v případě aplikace 4 fixačních pásků byla tato hodnota $\sigma_{\text{HMH}} = 96,4$ MPa. V případě dlouhé fraktury bez aplikovaných fixačních pásků byla hodnota ekvivalentních napětí $\sigma_{\text{HMH}} = 109,3$ MPa, zatímco v případě aplikace 4 fixačních pásků byla tato hodnota $\sigma_{\text{HMH}} = 102$ MPa.

Z provedených analýz je zřejmé, že aplikací čtvrtého fixačního pásku dochází k snížení hodnot hlavních napětí na femuru v okolí fraktury. Zároveň dochází i ke snížení hodnot ekvivalentních napětí na distální části dříku endoprotézy.

12 POUŽITÉ ZDROJE

- [1] <http://www.beznoska.cz>
- [2] ČIHÁK, Radomír, Anatomie 1. vyd. 2. Praha : Avicenum, 1987.
- [3] <http://biomech.ftvs.cuni.cz>
- [4] <http://www.surgicalclinic.cz>
- [5] <http://www.latinsky.estranky.cz>
- [6] <http://www.osteoporoza.cz>
- [7] <http://biomech.ftvs.cuni.cz>
- [8] <http://shs.westport.k12.ct.us>
- [9] katalog ALLOPRO SULZER MEDICA z roku 1998/99
- [10] <http://www.synthes.com>
- [11] <http://ucebnice.euromise.cz>
- [12] <http://www.nemcb.cz>
- [13] <http://www.ortopedie-fyzioterapie.cz>
- [14] <http://cs.wikipedia.org>
- [15] <http://www.medsci.org>
- [16] <http://www.achot.cz>
- [17] <http://orthoinfo.aaos.org>
- [18] Podklady poskytnuté Ing. Zdeňkem Florianem, CSc.,
- [19] WANG, J.S., TAYLOR, M., FLIVIK, G., LIDGREN, L. Factors affecting the static shear strength of the prosthetic stem-bone cement interface. Journal of materials science. Materials in medicine. 2003, 14, 1. s. 55-61. Dostupný z WWW: <<http://www.lu.se> />. ISSN 0957-4530.
- [20] ALGERS, J., MAURER, F., ELDRUP, M., WANG, J.S. Free volume and mechanical properties of Palacos(R) R bone cement. Journal of materials science. Materials in medicine. 2003, 14, 11. s. 955-60. Dostupný z WWW: <<http://www.lu.se> />. ISSN 0957-4530.
- [21] HOWALD, R., KESTERIS, U., KLABUNDE, R., KREVOLIN, J. Factors affecting the cement penetration of a hip resurfacing implant: An in vitro study. Hip International. 2006, 16, 2. s. 82-89. Dostupný z WWW: <<http://www.lu.se> />. ISSN 1120-7000.

- [22] VALLIAPPAN, S., SVENSSON, N.L., WOOD, R.D., Three dimensional stress analysis of the femur. Computers in Biology and Medicine.1977, 7, 4. s. 253-264. Dostupný z WWW: <<http://www.sciencedirect.com/>>. ISSN 0010-4825.
- [23] IISE JONKERS, NICOLAS SAUWEN, GERLINDE LENAERTS, MICHIEL MULIER, GEORGES VAN DER PERRE, SIEGFRIED JAECQUES. Relation between subject-specific hip joint loading, stress distribution in the proximal femur and bone mineral density changes after total hip replacement, Journal of Biomechanics. 2008, 41, 16. s. 3405-3413. Dostupný z WWW: <<http://www.sciencedirect.com/>>. ISSN 0021-9290.
- [24] BRITTON, J.R., WALSH, L.A., PRENDERGAST, P.J. Mechanical simulation of muscle loading on the proximal femur: analysis of cemented femoral component migration with and without muscle loading. Clinical Biomechanics. 2003, 18, 7. s 637-646. Dostupný z WWW: <<http://www.sciencedirect.com/>>. ISSN 0268-0033
- [25] RAFTOPOULOS, D.D., QASSEM, W. Three-dimensional curved beam stress analysis of the human femur. Journal of Biomedical Engineering. 1987, 9, 4. s. 356-366. Dostupný z WWW: <<http://www.sciencedirect.com/>>. ISSN 0141-5425.
- [26] JONES, P.R., HUKINS, D.W.L, PORTER, M.L., DAVIES, K.E., HARDINGE, K., TAYLOR, C.J. Bending and fracture of the femoral component in cemented total hip replacement. Journal of Biomedical Engineering. 1992, 14, 1. s. 9-15. Dostupný z WWW: <<http://www.sciencedirect.com/>>. ISSN 0141-5425.
- [27] JONES, P.R., HUKINS, D.W.L, PORTER, M.L., DAVIES, K.E., HARDINGE, K., TAYLOR, C.J. Aseptic loosening of the femoral komponent in cemented total hip replacement. Journal of Biomedical Engineering. 1992, 14, 5. s. 379-384. Dostupný z WWW: <<http://www.sciencedirect.com/>>. ISSN 0141-5425.
- [28] Z výuky předmětu Biomechanika II na FSI VUT Brno